

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKO
FAKULTETA ZA MATEMATIKO IN FIZIKO

Sonja Libenšek

**Karakterizacija in avtomatska
klasifikacija električnih aktivnosti
maternice**

DIPLOMSKO DELO NA INTERDISCIPLINARNEM
UNIVERZITETNEM ŠTUDIJU

MENTOR: prof. dr. Franc Jager

Ljubljana, 2014

Rezultati diplomskega dela so intelektualna lastnina avtorja in Fakultete za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani. Za objavljane ali izkoriščanje rezultatov diplomskega dela je potrebno pisno soglasje avtorja, Fakultete za računalništvo in informatiko ter mentorja.

Besedilo je oblikovano z urejevalnikom besedil \LaTeX .

Fakulteta za računalništvo in informatiko izdaja naslednjo nalogo:

Tematika naloge:

Razvijte in vrednotite avtomatske postopke za karakterizacijo, detekcijo in klasifikacijo električnih aktivnosti maternice. Za karakterizacijo električnih aktivnosti uporabite statistično analizo variance ANOVA močnostnih spektrov signalov. Detektor načrtujte z uporabo digitalnih filtrov s celoštevilskimi koeficienti. Za klasifikacijo aktivnosti uporabite in primerjajte Bayesov klasifikator, klasifikatorja z linearno in kvadratno diskriminantno analizo ter klasifikator k najbližjih sosedov. Za vrednotenje postopkov uporabite standardne in posebne metrike zmogljivosti, ki temeljijo na konceptu ujemanja. Razvoj in vrednotenje postopkov izvedite z uporabo mednarodne referenčne podatkovne baze posnetkov elektromiogramov maternice TPEHG DB (Term-Preterm ElectroHysteroGram DataBase).

IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKEGA DELA

Spodaj podpisana Sonja Libenšek, z vpisno številko **63070016**, sem avtorica diplomskega dela z naslovom:

Karakterizacija in avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice

S svojim podpisom zagotavljam, da:

- sem diplomsko delo izdelala samostojno pod mentorstvom prof. dr. Franca Jagra,
- so elektronska oblika diplomskega dela, naslov (slov., angl.), povzetek (slov., angl.) ter ključne besede (slov., angl.) identični s tiskano obliko diplomskega dela,
- soglašam z javno objavo elektronske oblike diplomskega dela v zbirki "Dela FRI".

V Ljubljani, dne 24. novembra 2014

Podpis avtorja:

Zahvaljujem se profesorju dr. Francu Jagru za svetovanje, spodbudo in potrpežljivost pri nastajanju diplomske naloge.

Kazalo

Kazalo

Seznam simbolov

Povzetek

Abstract

1	Uvod	1
1.1	Namen dela	1
1.2	Elektromiografija	2
1.3	Elektrohisterogram	3
1.4	Napovedovanje prezgodnjega poroda	4
2	Metode	7
2.1	Podatkovna baza	7
2.1.1	Podatkovna baza signalov s tokogramom	8
2.1.2	Podatkovna baza signalov brez tokograma	10
2.2	Oblikovanje množice posnetkov	11
2.3	Ročno označevanje epizod električnih aktivnosti maternice	12
2.4	Preobdelava signalov	13
2.5	Karakterizacija električnih aktivnosti maternice	14
2.5.1	Močnostni spekter	14
2.5.2	Mediana frekvence močnostnega spektra	15
2.5.3	Frekvenca vrha močnostnega spektra	16
2.6	Avtomska detekcija električnih aktivnosti maternice	17

2.6.1	Izločanje značiln	17
2.6.2	Koren srednje kvadratne vrednosti	18
2.7	Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice	23
2.8	Metrike zmogljivosti	24
2.8.1	Ocenjevanje zmogljivosti detektorja	25
2.8.2	Ocenjevanje zmogljivosti klasifikatorja	28
2.8.3	Napovedovanje zmogljivosti detektorja in klasifikatorja v klinični praksi	29
2.8.4	Ocenjevanje robustnosti detektorja in klasifikatorja	31
3	Rezultati	35
3.1	Množica posnetkov s tokogramom	35
3.1.1	Karakterizacija električnih aktivnosti maternice	35
3.1.1.1	Prezgodnji porodi	44
3.1.1.2	Terminski porodi	57
3.1.2	Avtomatska detekcija električnih aktivnosti maternice	70
3.1.2.1	Ocenjevanje zmogljivosti detektorja	70
3.1.2.2	Napovedovanje zmogljivosti detektorja v klinični praksi	72
3.1.3	Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice	75
3.1.3.1	Ocenjevanje zmogljivosti klasifikatorja	75
3.1.3.2	Napovedovanje uspešnosti klasifikatorja v klinični praksi	77
3.2	Množica posnetkov brez tokograma	79
3.2.1	Karakterizacija električnih aktivnosti maternice	79
3.2.2	Avtomatska detekcija električnih aktivnosti maternice	89
3.2.3	Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice	91
4	Sklepne ugotovitve	93
	Literatura	97
	Dodatek	98
A	Množica posnetkov prezgodnjih porodov s tokogramom	99

KAZALO

A.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	99
A.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	102
A.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti	105
B Množica posnetkov terminskih porodov s tokogramom	116
B.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	116
B.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	119
B.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti	122
C Množica posnetkov prezgodnjih porodov brez tokograma	133
C.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	133
C.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice	135
C.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti	137

Seznam simbolov

- Se – občutljivost
- Sp – specifičnost
- $+P$ – pozitivna napovedljivost
- R_{Se} – robustnost občutljivosti
- R_{Sp} – robustnost specifičnosti
- R_{+P} – robustnost pozitivne napovedljivosti
- \tilde{Se} – odklon občutljivosti v smislu robustnosti
- \tilde{Sp} – odklon specifičnosti v smislu robustnosti
- $+\tilde{P}$ – odklon pozitivne napovedljivosti v smislu robustnosti

Povzetek

Napovedovanje prezgodnjega poroda je danes še vedno nezanesljivo, zato številni raziskovalci iščejo metode, ki bi izboljšale njegovo napovedljivost. Nekatere izmed trenutnih raziskav temeljijo na analizi električne aktivnosti maternice, saj vsebuje bogato informacijo o elektrofizioloških lastnostih maternice. Razvili smo algoritme za karakterizacijo, avtomatsko detekcijo in avtomatsko klasifikacijo električnih aktivnosti maternice. Karakterizirali smo jih na osnovi močnostnostnih spektrov, rezultate pa ovrednotili z enosmerno analizo variance ANOVA. Verjetnost razlikovanja med popadki in drugimi električnimi aktivnostmi znaša 99 %. Zmogljivost detektorja smo ocenili z uporabo posebnih metrik zmogljivosti. Z optimizacijo detektorja smo dosegli 80,2 % občutljivost in 69,8 % pozitivno napovedljivost. Zmogljivost klasifikatorja smo ocenili z uporabo standardnih metrik zmogljivosti. Najboljše ločevanje med popadki in drugimi električnimi aktivnostmi smo dosegli s klasifikatorjem najbližjega soseda. Dosegli smo 99,1 % občutljivost in 97,3 % specifičnost.

Ključne besede

Elektrohisterogram, karakterizacija, detekcija, klasifikacija, električne aktivnosti maternice, podatkovna baza terminskih in prezgodnjih porodov (TPEHG DB).

Abstract

Nowadays, prediction of preterm birth is still uncertain and numerous scientists are searching for methods to improve its predictability. Some of the current researches are based on the analysis of electrical activity of uterus which contains rich information about its electrophysical properties. We developed algorithms for automatic detection, characterization and automatic classification of the electrical activity of uterus. We characterized them on the basis of power spectrums and evaluated the results with the one-way analysis of the variance ANOVA. The possibility of variations between contractions and others electrical activities is 99.9 %. The efficiency of detector has been assessed by special rate of efficiency. With detector's optimization we achieved 80.2 % sensitivity and 69.8 % positive predictability. The efficiency of the classifier has been assessed by the standard rate of efficiency. The best distinguishing of uterine activity we achieved with the nearest neighbor classifier. We achieved 99.1 % sensitivity and 97.3 % specificity.

Key words

Electrohysterogram, characterization, detection, classification, electrical activities of uterus, Term-Preterm ElectroHysteroGram DataBase (TPEHG DB).

1 Uvod

1.1 Namen dela

Električne aktivnosti maternice delimo na prave popadke in druge električne aktivnosti. V nadaljevanju bomo za prave popadke uporabljali terminologijo popadki ter druge aktivnosti za druge električne aktivnosti. Namen diplomske naloge je razvoj algoritmov za karakterizacijo močnostnih spektrov, avtomatsko detekcijo in avtomatsko klasifikacijo električnih aktivnosti maternice.

Raziskave smo izvedli na izbranih posnetkih terminskih in prezgodnjih porodov podatkovnih baz TPEHG DB (Term-Preterm ElectroHysteroGram DataBase) in TPEHG DB0. Posnetki podatkovne baze TPEHG DB vsebujejo tri kanale elektromiograma (EMG) z zapisom električne aktivnosti maternice s trebuha noseče ženske (elektrohisterogram, EHG). Posnetki podatkovne baze TPEHG DB0 poleg zapisov električne aktivnosti vsebujejo še zapis ocene tlaka (tokogram, CTG) v maternici. Ročno smo določili epizode električnih aktivnosti maternice in jih označili kot popadke ali druge aktivnosti.

Električne aktivnosti maternice smo karakterizirali na osnovi močnostnega spektra. Primerjali smo mediane frekvenc in frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti terminskih ter prezgodnjih porodov. Z enosmerno analizo variance ANOVA smo izračunali verjetnosti, da so vrednosti cenilk (mediane in frekvence vrhov močnostnih spektrov) popadkov in drugih aktivnosti različne. Spektrograme popadkov in drugih aktivnosti smo primerjali vizualno. Na spektrogramih popadkov smo opazili izrazite vrhove pri višjih frekvencah. Na spektrogramih drugih aktivnosti izrazitih vrhov pri višjih frekvencah nismo opazili.

Z uporabo signalov EHG smo razvili algoritem za avtomatsko detekcijo epizod električnih aktivnosti maternice. Algoritem smo optimizirali z izbiro filtra za poudarjanje električnih aktivnosti maternice, parametra za izračun moči signala ter mejnega praga za detekcijo. Uspešnost detektorja smo ocenili z uporabo posebnih metrik zmogljivosti, ki temeljijo na konceptu ujemanja epizod. Največja vrednost povprečja občutljivosti in pozitivne napovedljivosti je bila kriterij za izbor najzmogljivejšega detektorja električnih aktivnosti maternice. Uspešnost detektorja v klinični praksi smo napovedali s celotno skupno in celotno povprečno statistiko.

Električne aktivnosti maternice smo avtomatsko klasificirali z različnimi klasifikatorji. Uporabili smo Bayesov klasifikator, linearno diskriminantno analizo, kvadratno diskriminantno analizo in klasifikator k najbližjih sosedov. Največjo zmogljivost klasifikatorjev smo ocenili z občutljivostjo in specifičnostjo klasifikiranja električnih aktivnosti iz učne množice. Najboljšo zmogljivost smo dosegli s klasifikatorjem najbližjega sosedu. Posledično smo z njim avtomatsko klasificirali tudi z detektorjem odkrite epizode električnih aktivnosti maternice. S celotno skupno in celotno povprečno statistiko smo napovedali uspešnost klasifikatorja v klinični praksi.

Algoritme smo implementirali v programskem jeziku PYTHON.

1.2 Elektromiografija

Mišične in živčne celice nenehno uporabljajo električne tokove za komunikacijo med različnimi deli telesa. Zapisi, da človeško telo proizvaja električno energijo, segajo že v leto 1666 [12]. Tehniko s katero ocenjujemo delovanje živčevja in mišičja na osnovi njihovih električnih aktivnosti imenujemo elektromiografija. Elektromiografija se je za zdravstvene namene uporabila šele leta 1960 [9]. V zadnjih desetletjih se je natančnost zapisa signala EMG bistveno izboljšala zaradi napredka na področju tehnologije, računalniško podprti analizi signalov in tolmačenju.

Električno aktivnost mišic lahko posnamemo s pomočjo površinskih elektrod nameščenimi na koži ali z iglami nameščenimi direktno v mišico. Namen elektrod je merjenje in beleženje zaporedja vrednosti električne napetosti. Temu zaporedju vrednosti pravimo signal EMG. Kot tak signal EMG zagotavlja zelo koristno karak-

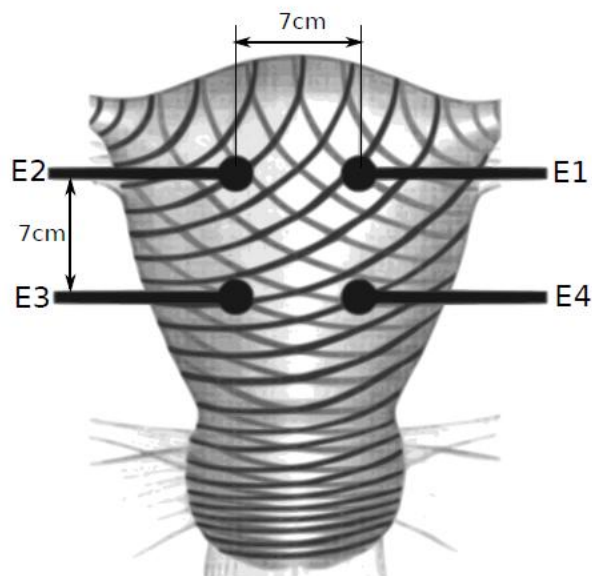
terizacijo živčno-mišičnega sistema, saj se večina patoloških procesov, ki izhajajo bodisi iz živčnega sistema ali mišičja, odraža v spremembah lastnosti signala. Za generiranje enega signala sta potrebni dve elektrodi. Večkanalni signal EMG dobimo z razporeditvijo več elektrod v enaki medsebojni razdalji. Uporabljamo ga za študijo nastanka in pojemanja električne aktivnosti ter oceno hitrosti širjenja električne aktivnosti po mišičju. Pri zajemu električne aktivnosti s pomočjo elektrod pridobimo povprečno električno aktivnost več individualnih mišičnih enot. Postavitev elektrod je odvisna od željenega izbora nadzorovanih mišic ter vključuje dejavnike kot so usmerjenost mišičnih vlaken, anatomske točke in minimizacije prejemanja električnih aktivnosti ostalih mišic. Na signal zajet s pomočjo elektrod vplivajo tudi bližnji električni viri kot so luči, električne naprave, spodbujevalniki in drugi. Pri zajemu električne aktivnosti z iglami pridobimo električno aktivnost točno določene mišične enote ali samega mišičnega vlakna. Ta metoda se uporablja za nadzor nad gibanjem, hojo, v namene športne medicine in druge. Zagotavlja visoko ločljivost, je pa za pacienta relativno boleča metoda.

1.3 Elektrohisterogram

Elektrohisterogram (ElectroHysteroGram, EHG) predstavlja zapis električne aktivnosti maternice. Vsebuje bogato informacijo o elektrofizioloških lastnostih maternice. Iz signalov EHG si raziskovalci prizadevajo pridobiti pomembne informacije o električnih aktivnostih maternice tekom nosečnosti in poroda.

Signale EHG posnamemo z elektromiografom s pomočjo elektrod nameščenimi na trebuhu noseče ženske. Posnetki obravnavani v naši raziskavi so bili zajeti s pomočjo štirih elektrod, ki so bile simetrično nameščene okrog popka na medsebojni razdalji sedmih centimetrov (slika 1.1). Analizirani posnetki vsebujejo zapise električnih aktivnosti maternice iz treh kanalov:

- prvi kanal: zajet med zgornjima elektrodama E2–E1,
- drugi kanal: zajet med levima elektrodama E2–E3 in
- tretji kanal: zajet med spodnjima elektrodama E4–E3.



Slika 1.1: Položaji elektrod nad maternico [3]

1.4 Napovedovanje prezgodnjega poroda

Napovedovanje prezgodnjega poroda je eden izmed mnogih problemov razvitega sveta. Odraža se v dejstvu, da v zadnjih 30 letih število prezgodnjih rojstev ni upadlo [7]. Nasprotno. V zadnjih letih se je kljub razširjenemu prizadevanju reševanja problema prezgodnjega poroda število nedonošenčkov in novorojenčkov z nizko telesno težo celo povečalo [8]. Svoj delež k povečanju števila nedonošenčkov je prispeval tudi trend višanja starosti nosečnic, vse pogostejšim zdravljenjem neplodnosti in vse bolj razširjeni oboletosti za sladkorno boleznijo.

Zgodnje odkrivanje prezgodnjega poroda je težavno, ker so prvotni simptomi in znaki pogosto blagi in se lahko pojavijo tudi v normalnih nosečnostih. Trenutni napovedovalni modeli med poglavite krivce prezgodnjega poroda uvrščajo kajenje, prekomerno uživanje alkohola in drog, povišan krvni tlak, sladkorno bolezen, kratek maternični vrat in druge [6, 8, 16].

Prezgodaj se rodi približno 6 % otrok, v nerazvitih državah lahko ta delež naraste tudi do 18 % [5]. Prezgodnji porod je glavni vzrok ekstremne oboletosti in umrljivosti novorojenčkov (otroci v prvih štirih tednih življenja). Kar 75 % izmed obolelih in mrtvo rojenih otrok je nedonošenčkov [8]. Ti večinoma trpijo za cerebralno para-

lizo, kroničnim pljučnim boleznim, zaostanku v razvoju, slabem imunskem sistemu in poškodbam centralno živčnega sistema [14]. Preživeli, a oboleli nedonošenčki zahtevajo dodatno nego, ki je po večini zelo draga. Pri zelo zgodnjih nedonošenčkih obstaja možnost, da bo cena njihovega zdravljenja celo višja od njihovega zaslužka v celotnem življenju.

Številne raziskave prezgodnjega poroda temeljijo na analizi električne aktivnosti maternice. Obstajajo algoritmi ločevanja terminskih in prezgodnjih porodov, ki dosegajo visoko občutljivost, a hkrati zelo nizko specifičnost. V raziskavi [14] so izrazito izboljšali oceno zmogljivosti. S tehniko SMOTE so dosegli 90 % občutljivost in 83 % specifičnost. Zelo dobro se je izkazala tudi metoda prevzorčenja množice posnetkov v kombinaciji z dodatnimi lastnostmi, kjer so z uporabo klasifikatorja POLYC dosegli 97 % občutljivost in 90 % specifičnost.

2 Metode

2.1 Podatkovna baza

Posnetki podatkovnih baz TPEHG DB (Term-Preterm ElectroHysteroGram Data-Base) in TPEHG DB0 so bili pridobljeni med letoma 1997 in 2005 na oddelku za porodništvo in ginekologijo na Univerzitetnem kliničnem centru Ljubljana. Posneti so bili v času rednih pregledov nosečnic, bodisi po 22. tednu ali okoli 32. tedna nosečnosti [10, 13]. Posnetke smo ločili glede na trajanje nosečnosti. Terminski porodi so porodi, pri katerih je nosečnost trajala več kot 37 tednov, ostali porodi so prezgodnji.

Posamezen signal posnetka je dolg 30 minut in vzorčen z natančnostjo 16 bitov pri frekvenci vzorčenja 20 Hz. Vsi signali so bili filtrirani z analognim Butterworth filtrom tretje stopnje z mejnima frekvencama 0 Hz–5 Hz [3]. Podatkovni bazi TPEHG DB in TPEHG DB0 vsebujeta še filtrirane signale z digitalnim Butterworth filtri z različnimi mejnimi frekvencami (poglavji 2.1.1, 2.1.2).

Vsi posnetki so zapisani v WFDB formatu [13]. Vsakemu posnetku pripadata dve datoteki. Prva datoteka je zaglavna datoteka (header file, *.hea). Vsebuje podatke vzorčenja, filtrov in dodatno klinično informacijo (slika 2.1). Druga datoteka je podatkovna datoteka (data file, *.dat) in vsebuje vrednosti posnetih signalov.

```

tpehg1476 12 20.000110 36000
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 1
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 1_DOCFILT-4-0.08-4
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 1_DOCFILT-4-0.3-3
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 1_DOCFILT-4-0.3-4
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 2
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 2_DOCFILT-4-0.08-4
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 2_DOCFILT-4-0.3-3
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 2_DOCFILT-4-0.3-4
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 3
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 3_DOCFILT-4-0.08-4
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 3_DOCFILT-4-0.3-3
tpehg1476.dat 16 13107/mV 16 0 0 0 0 3_DOCFILT-4-0.3-4
#Comments:
#   RecID 1476
#   Gestation 36.7
#   Rectime 22.7
#   Age 24
#   Parity 1
#   Abortions 0
#   Weight 65
#   Hypertension no
#   Diabetes no
#   Placental_position front
#   Bleeding_first_trimester no
#   Bleeding_second_trimester no
#   Funneling negative
#   Smoker no

```

Slika 2.1: Zaglavna datoteka posnetka tpehg1476.

2.1.1 Podatkovna baza signalov s tokogramom

Podatkovna baza s tokogramom TPEHG DB0 je objavljena na omejeno dostopnem spletnem viru Laboratorija za biomedicinske računalniške sisteme in oslikave [10]. Baza vsebuje posnetke po vseh treh kanalih ter posnetek, ki predstavlja oceno tlaka v maternici. Slednji je zajet s pomočjo tokografa, ki izmeri pod kakšnim pritiskom se del trebuha nad maternico splošči.

Vsak posnetek podatkovne baze TPEHG DB0 vsebuje nefiltrirane in filtrirane signale z digitalnim filtrom iz treh kanalov:

- prvi kanal, nefiltriran,
- drugi kanal, nefiltriran,
- tretji kanal, nefiltriran,
- CTG, nefiltriran,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 8 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 8 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 8 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 8 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 8 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 8 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 6 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 6 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 6 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 5 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 5 Hz in

- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 5 Hz.

2.1.2 Podatkovna baza signalov brez tokograma

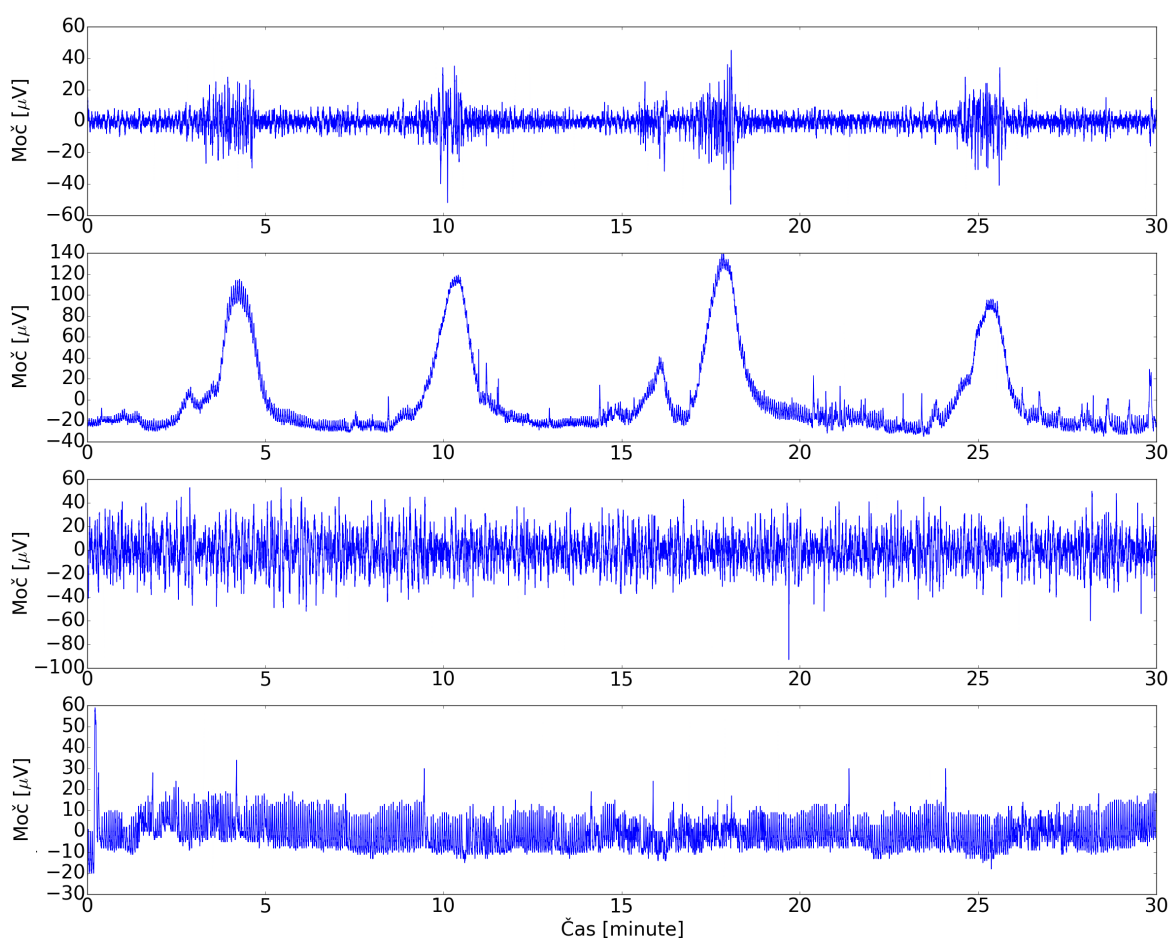
Podatkovna baza brez tokograma TPEHG DB je objavljena na javno dostopnem spletnem viru PhysioNet (www.physionet.org). Vsebuje posnetke signalov po vseh treh kanalih ter dodatno klinično informacijo (dolžina nosečnosti, čas posnetka, teža in starost matere, informacijo o krvavitvah v prvih dveh trimesečjih nosečnosti ...). Baza vsebuje 300 posnetkov. 262 posnetkov je bilo posnetih pri terminskih porodih in 38 pri prezgodnjih [13].

Vsak posnetek baze TPEHG DB vsebuje nefiltrirane in filtrirane signale z digitalnim filtrom iz treh kanalov:

- prvi kanal, nefiltriran,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz,
- prvi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz,
- drugi kanal, nefiltriran
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz,
- drugi kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz,
- tretji kanal, nefiltriran
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,08 Hz do 4 Hz,
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 3 Hz in
- tretji kanal, filtriran z Butterworth filtrom četrtega reda od 0,3 Hz do 4 Hz.

2.2 Oblikovanje množice posnetkov

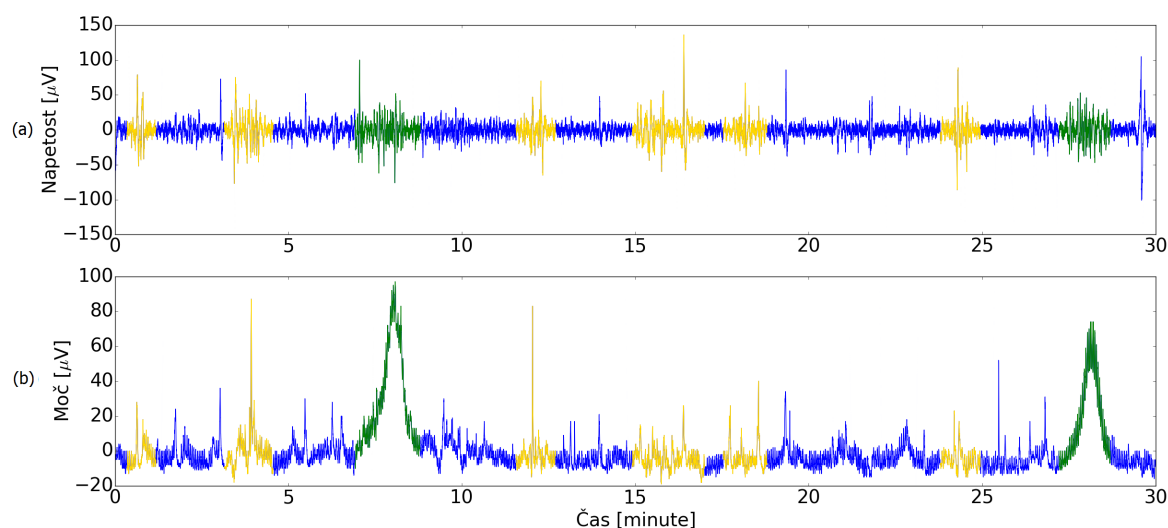
Iz baze posnetkov s tokogramom TPEHG DB0 smo izločili posnetke z motnjami in posnetke iz katerih ni bilo moč enostavno razbrati epizod popadkov in drugih aktivnosti. Izmed zajetih 53 posnetkov smo obravnavali le izbranih 24. Prvi posnetek na sliki 2.2 je primer posnetka uvrščenega v množico, medtem, ko smo drugi posnetek na sliki izločili. Iz baze posnetkov brez tokograma TPEHG DB smo obravnavali vse posnetke prezgodnjih porodov, ki so bili posneti pred 26. tednom nosečnosti. V množico posnetkov brez tokograma smo uvrstili 19 posnetkov.



Slika 2.2: Oblikovanje množice posnetkov: (a) slika signala EHG posnetka vz100199, (b) CTG posnetka vz100199, (c) slika signala EHG posnetka bm010498 in (d) CTG posnetka bm010498.

2.3 Ročno označevanje epizod električnih aktivnosti maternice

Na oddelku za porodništvo in ginekologijo na Univerzitetnem kliničnem centru Ljubljana električno aktivnost maternice označijo kot popadek na osnovi subjektivne ocene porodnice. Podatkovni bazi TPEHG DB in TPEHG DB0 teh spremljevalnih podatkov žal ne vsebujeta. Epizode električnih aktivnosti maternice smo določili ročno. Epizode popadkov na množici posnetkov s tokogramom smo določili pri spremembi amplitude na tokogramu. Zgoščene aktivnosti na signalu EHG, katerim ni sledila sprememba amplitude na tokogramu smo označili kot druge aktivnosti. Primer ročnega označevanja električnih aktivnosti maternice je prikazan na sliki 2.3. Slika signala EHG ne daje dovolj informacij za vizualno ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi maternice. Na množici posnetkov EHG brez tokograma smo posledično ročno določili le epizode popadkov. Izrazito zgoščeno aktivnost vidno na signalu EHG smo označili kot popadek.

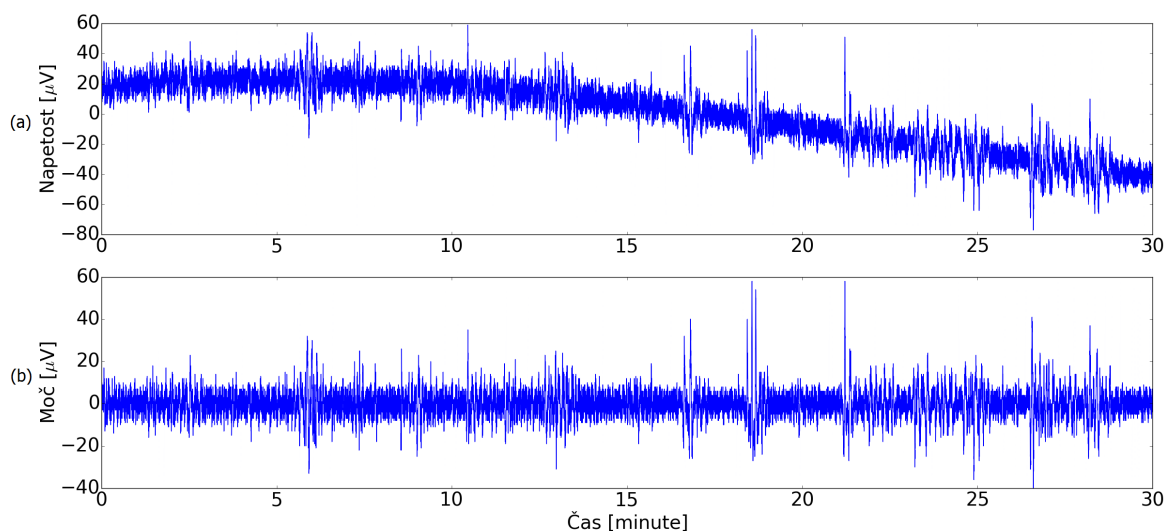


Slika 2.3: Ročno označevanje aktivnosti maternice: (a) signal EHG posnetka bz190697 z označenimi epizodami popadkov (zeleno) in drugimi aktivnostmi (rumeno) ter (b) CTG posnetka bz190697.

2.4 Preobdelava signalov

Filtri se uporabljajo za izločevanje določenih frekvenc iz signala. Teh ne moremo popolnoma odstraniti iz signala, lahko pa zmanjšamo njihovo amplitudo v tolikšni meri, da nimajo več vpliva na osnoven signal. Električne signale maternice prekrivajo šumi delov telesa in okolja. Šum pri nižjih frekvencah na signalih EHG je posledica dihanja porodnice in raztezanja kože. Aktivnosti skeletnih mišic in srca povzročijo šum pri visokih frekvencah [1].

Signali so bili preobdelani z različnimi pasovno-prepustnimi digitalnimi Butterworth filtri četrtega reda z dvosmerno shemo filtriranja. Za spodnje meje prepustnega območja sta bili izbrani vrednosti 0,08 Hz in 0,3 Hz, za zgornjo mejo pa vrednosti 3 Hz, 4 Hz, 6 Hz in 8 Hz [10]. Slika 2.4 prikazuje rezultat filtriranja signala EHG z digitalnim filtrom.



Slika 2.4: Preobdelava signalov: (a) signal EHG filtriran le z analognim filtrom in (b) signal EMG filtriran z analognim in digitalnim Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

2.5 Karakterizacija električnih aktivnosti maternice

Nikjer v literaturi nismo zasledili, da bi katera raziskovalna skupina poskusila ločevati med električnimi aktivnostmi maternice, zato smo se tega problema lotili mi. Razlike med popadki in drugimi aktivnostmi mogoče nosijo pomembne informacije, ki bi pripomogle k reševanju problema napovedovanja prezgodnjega poroda.

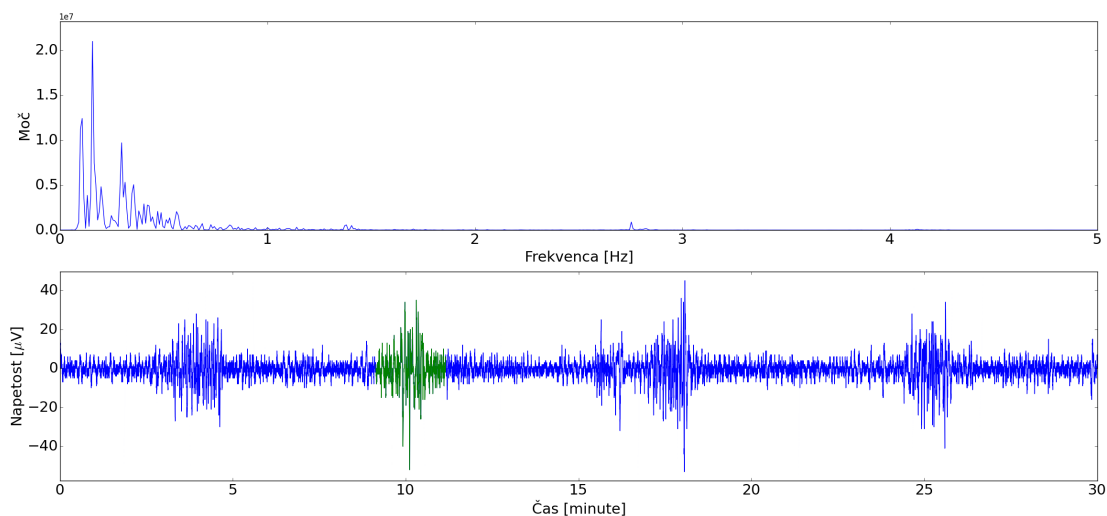
Električne aktivnosti maternice smo karakterizirali na osnovi spektrograma. Predpostavili smo, da obstajajo značilne razlike med spektrogrami popadkov in drugih aktivnosti. Močnostni spekter popadkov in drugih aktivnosti smo izračunali s hitro Fourierjevo transformacijo. Za cenilke močnostnih spektrov smo izbrali mediano frekvence in frekvenco vrha močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice.

Naredili smo primerjavo med:

- medianami frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti terminskih porodov,
- medianami frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti prezgodnjih porodov,
- frekvencami vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti terminskih porodov in
- frekvencami vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti prezgodnjih porodov.

2.5.1 Močnostni spekter

Močnostni spekter P smo izračunali z hitro Fourierjevo transformacijo (Fast Fourier Transform, FFT). To je metoda za izražanje funkcije kot vsote komponent različnih frekvenc, katere rezultat je funkcija teh komponent. Za izračun hitre Fourierjeve transformacije smo uporabili funkcijo FFT, dostopno v knjižnici NUMPY programskega jezika PYTHON. S sprektrogramom lahko grafično predstavimo spreminjanje močnostnega spektra signala v odvisnosti od časa. Seveda lahko s spektrogramom



Slika 2.5: Spektrogram popadka in slika signala EHG. Močnostni spekter je izračunan na označenem popadku.

predstavimo ne le celoten signal, temveč tudi njegove posamične dele.

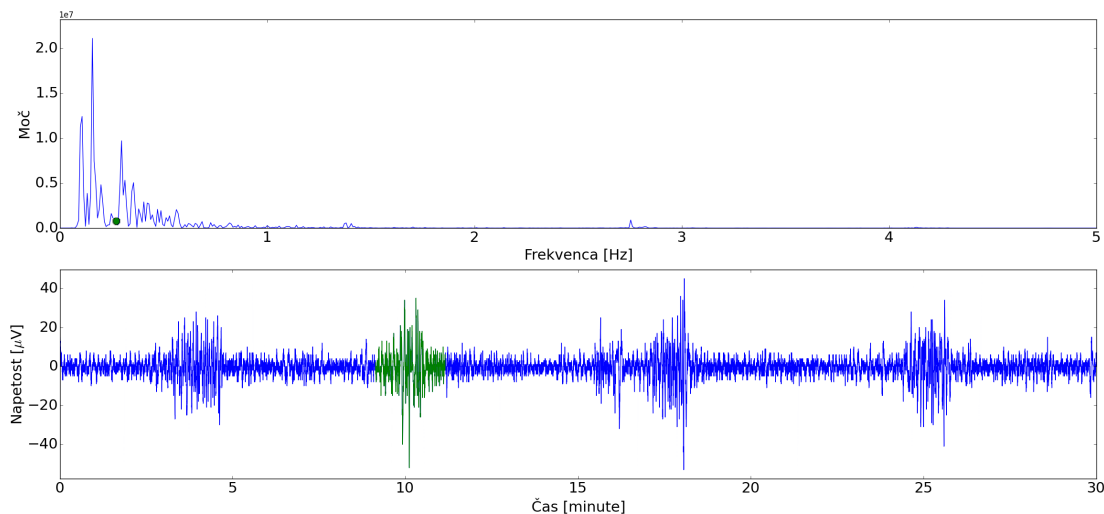
Primerjali smo močnostne spektre popadkov in drugih aktivnosti. Primer spektrograma popadka je viden na sliki 2.5. Računska primerjava močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice je obsegala izračun in primerjavo median frekvenc in frekvenc vrhov. Grafična analiza spektrogramov je temeljila na opazovanju funkcije spektra pri višjih frekvencah.

2.5.2 Mediana frekvence močnostnega spektra

V splošnem je mediana srednja vrednost, od katere ima polovica elementov manjše ali enake vrednosti, polovica pa večje ali enake. Mi smo jo definirali nekoliko drugače, in sicer:

$$f_{med} = i_m \frac{f_s}{N}, \quad \sum_{i=0}^{i=i_m} P(i) \approx \sum_{i=i_m+1}^{i=N/2} P(i). \quad (2.1)$$

To definicijo mediane smo izbrali z namenom upoštevanja morebitnih pomembnih informacij, ki se nahajajo v nižjih vrhovih pri višjih frekvencah močnostnega spektra.



Slika 2.6: Spektrogram popadka z označeno mediano frekvence in slika signala EHG. Močnostni spekter je izračunan na označenem popadku.

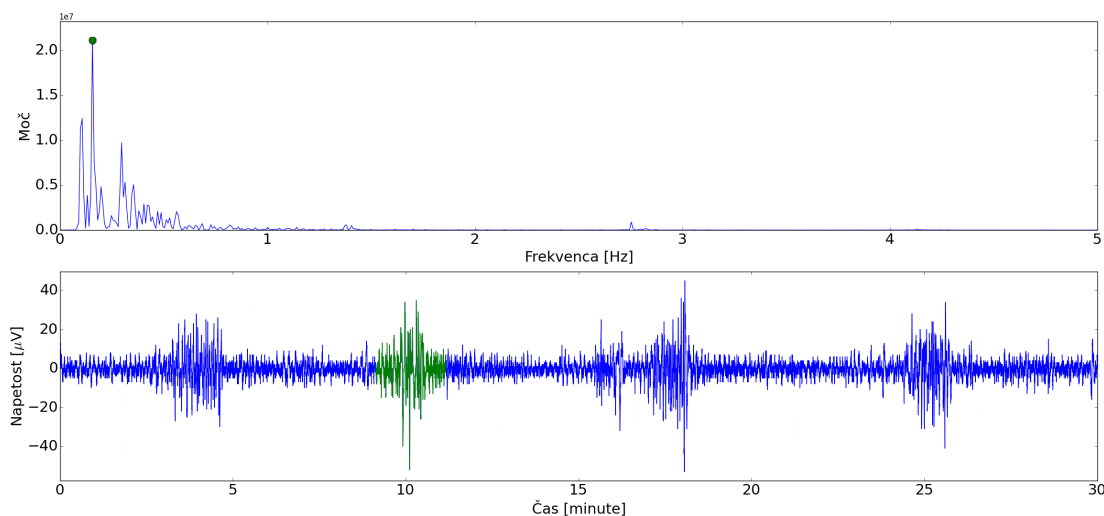
V (2.1) i_m predstavlja točko, od katere sta vsoti vrednosti močnostnega spektra P levo in desno približno enaki, f_s frekvenco vzorčenja, N število vzorcev, f_{med} pa mediano frekvence, tj. frekvenco tik pod to točko. Primer spektrograma popadka z označeno mediano frekvence je prikazan na sliki 2.6.

2.5.3 Frekvenca vrha močnostnega spektra

Frekvenco vrha močnostnega spektra smo definirali na slednji način:

$$f_{\max} = \arg \left(\frac{f_s}{N} \max_{i=0}^{N/2} P(i) \right). \quad (2.2)$$

V (2.2) f_s predstavlja frekvenco vzorčenja, N število vzorcev in P močnostni spekter. Primer spektrograma popadka z označeno frekvenco vrha močnostnega spektra je prikazan na sliki 2.7.



Slika 2.7: Spektrogram popadka z označeno frekvenco vrha močnostnega spektra in slika signala EHG. Močnostni spekter je izračunan na označenem popadku.

2.6 Avtomatska detekcija električnih aktivnosti maternice

2.6.1 Izločanje značilk

Digitalne filtre uporabljamo za separacijo in obnovo signalov. Separacija je potrebna pri signalu, ki vsebuje motnje, šum ali je združen z drugim signalom. Primer združenega signala je elektrokardiogram (EKG) še nerojenega dojenčka. Na pridobljen signal namreč vpliva dihanje in srčni utrip matere. S separacijo lahko pridobimo dva posamična signala (EKG dojenčka in matere) ter ju ločeno obdelujemo [15]. Filtre za obnovo signalov uporabljamo pri popačenih signalih, ki so posledica vpliva drugih dejavnikov pri samem zajetju signala (npr. električnih naprav, spodbujevalnikov, premikov pacienta ...).

Pri obdelavi signalov EMG najpogosteje uporabljamo sledeče tipe filtrov [4]:

- Nizko prepustni filter

Mejna frekvenca pri nizko prepustnem filtru je izbrana tako, da nizke frekvence

ostanejo nespremenjene, visoke pa dušimo. Je najpogosteje uporabljen tip filtra. Uporablja se predvsem za glajenje vhodnih podatkov.

- Visoko prepustni filter

Mejna frekvenca visoko prepustnega filtra je izbrana tako, da visoke frekvence ostanejo nespremenjene, nizke pa dušimo. Uporablja se za odstranjevanje nizkih frekvenc nizkonapetostnega signala iz žic, ki so s površinskimi elektrodami pritrjene na kožo.

- Pasovni filter

Pasovni filter je kombinacija visoko in nizko prepustnega filtra. Izberemo spodnjo in zgornjo mejno frekvenco, ter dušimo vse frekvence pod spodnjo in nad zgornjo mejno frekvenco. S pasovnim filtrom odstranimo tako nizke kot visoke frekvence.

Pri izdelanem detektorju aktivnosti maternice smo uporabili pasovni filter s prenosno karakteristiko

$$Hd(Z) = \left(\frac{(1 - Z^{-a})(1 - Z^{-b})}{1 - Z^{-c}} \right)^2, \quad (2.3)$$

kjer so $a, b, c \in \mathbb{N}$ dinamično spreminjajoči se parametri metode filtriranja. Z njimi smo poudarili električne aktivnosti maternice na signalu EHG.

2.6.2 Koren srednje kvadratne vrednosti

Koren srednje kvadratne vrednosti (Root Mean Square, *RMS*) je kvadratni koren vsote kvadratov. Predstavlja moč signala. Uporablja se kot standardna metoda za izris amplitudne spremembe signala [11]. Za signal x dolžine N s časovnim zaporedjem $i = 0, \dots, N - 1$ in vrednostmi $x(i)$, koren srednje kvadratne vrednosti izračunamo po spodnji formuli:

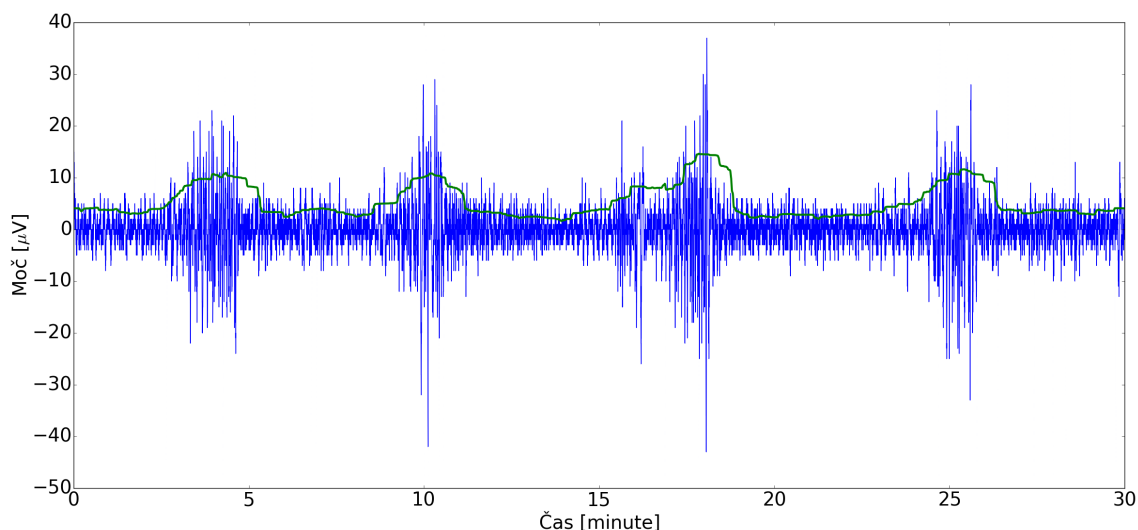
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(i)^2}. \quad (2.4)$$

V številnih primerih se amplituda signala EMG spreminja s krčenjem mišic, zato je potrebno eno-amplitudno cenilko v (2.4) zamenjati z drugo, ki omogoča ocenjevanje časovno spreminjajoče cenilke. Rešitev spremljanja sprememb v amplitudi EMG je v ponavljajoči cenilki

$$RMS(i) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=i-\frac{N}{2}}^{i+\frac{N}{2}} x(j)^2} \quad (2.5)$$

z drsečim oknom velikosti N . Množica točk vhodnega signala $\{j \in [i - \frac{N}{2}, i + \frac{N}{2}]\}$ je simetrično porazdeljena okoli izhodne točke i . Cenilka $RMS(n)$ sledi hitrim spremembam amplitude na račun sprememb z večjo varianco, medtem ko pri večji velikosti okna prispeva k počasnejšemu sledenju, a bolj gladki oceni amplitude.

Pri izdelanem detektorju električnih aktivnosti maternice je bil koren srednje kvadratne vrednosti izračunan v kombinaciji z drsečim oknom velikosti 1001, 1201 in 1401 zapisov posnetka, ki predstavljajo 50, 60 in 70 sekund dolg interval. Prikaz izračuna RMS je viden na sliki 2.8.



Slika 2.8: RMS signala EHG v kombinaciji z drsečim oknom širine 1201 zapisa.

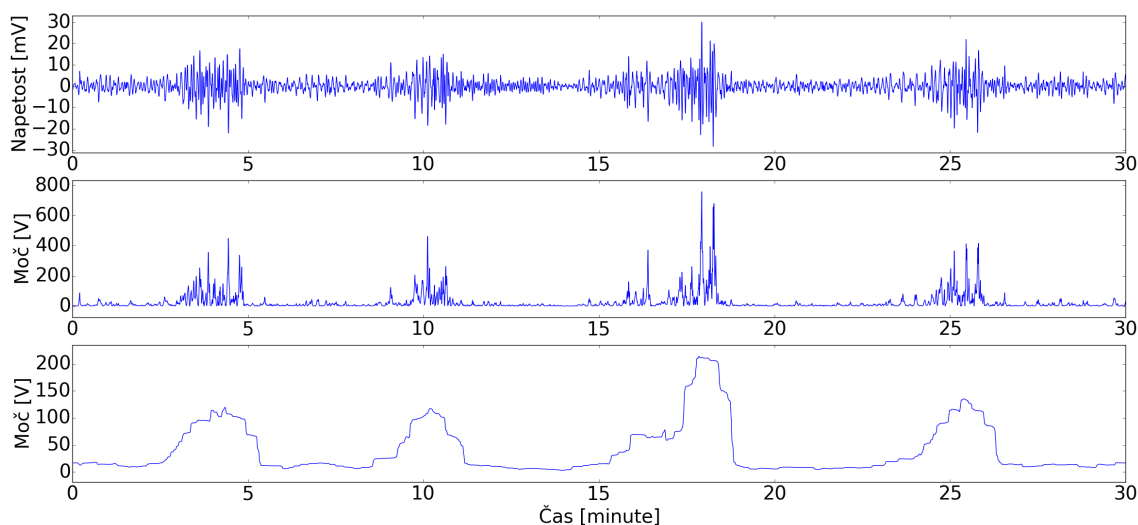
Avtomatsko odkrivanje električnih aktivnosti maternice je eden izmed temeljnih postopkov avtomatske analize elektromiograma. Problem avtomatskega odkrivanja električnih aktivnosti maternice smo razdelili na dva koraka in se ju lotili postopoma. Prvi del je obsegal razvoj detekcijske funkcije, drugi pa odkrivanje električnih

aktivnosti maternice.

Detektor električnih aktivnosti maternice in ocenjevanje njegove zmogljivosti smo naredili v zaporedju sledečih točk.

1. Filtriranje signalov EHG s filtrom za poudarjanje električnih aktivnosti.
2. Kvadriranje vrednosti filtriranih signalov EHG.
3. Izračun moči signalov EHG.
4. Postavitev mejnega praga za odkrivanje epizod električnih aktivnosti maternice.
5. Odkrivanje epizod električnih aktivnosti maternice.
6. Ocenjevanje zmogljivosti detektorja električnih aktivnosti maternice.
7. Napovedovanje uspešnosti detektorja v klinični praksi.

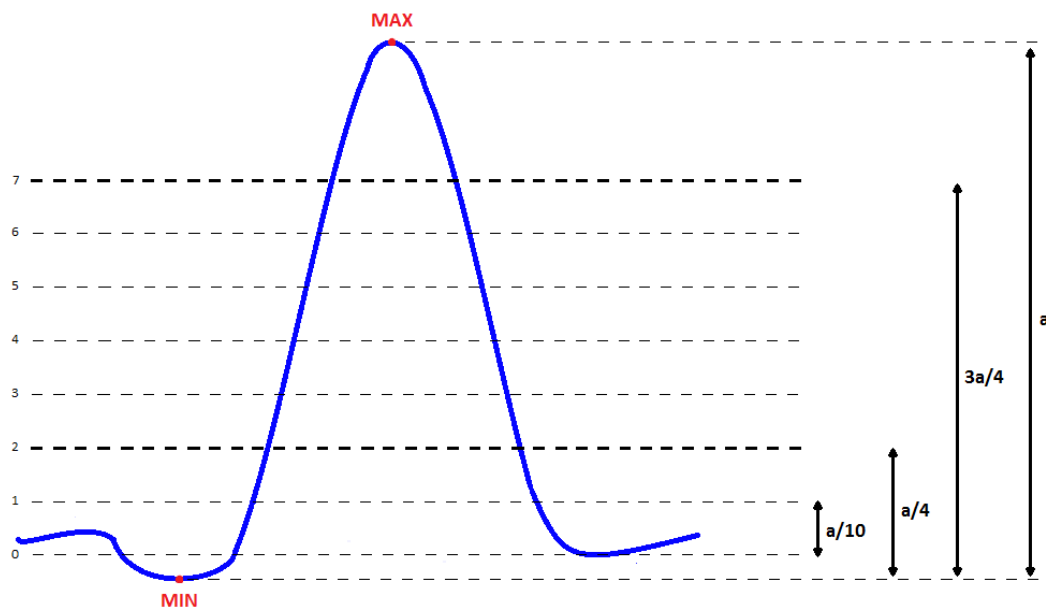
Oblika detekcijske funkcije je odvisna od izbora Butterworth filtra, filtra za poudarjanje električnih aktivnosti maternice in velikosti drsečega okna pri izračunu moči signala. Na signalih EHG smo testirali vse razpoložljive Butterworth filtre (poglavji 2.1.1, 2.1.2). Električne aktivnosti maternice smo poudarili s pasovnim filtrom s prenosno karakteristiko druge stopnje (2.3). Testirali smo vrednosti parametrov filtra: $a \in [3, 7]$, $b \in [2, 6]$ in $c \in [1, 2]$. Sledilo je kvadriranje vrednosti filtriranega signala in izračun moči signala (2.5). Pri izračunu moči signala smo testirali velikosti okna $N = [1001, 1201, 1401]$, ki predstavljajo 50, 60 in 70 sekundni interval. Tako dobljeno funkcijo imenujemo detekcijska funkcija. Koraki razvoja detekcijske funkcije so vidni na sliki 2.9.



Slika 2.9: Razvoj detekcijske funkcije: signal s poudarjenimi električnimi aktivnostmi maternice, kvadrirane vrednosti signala in detekcijska funkcija.

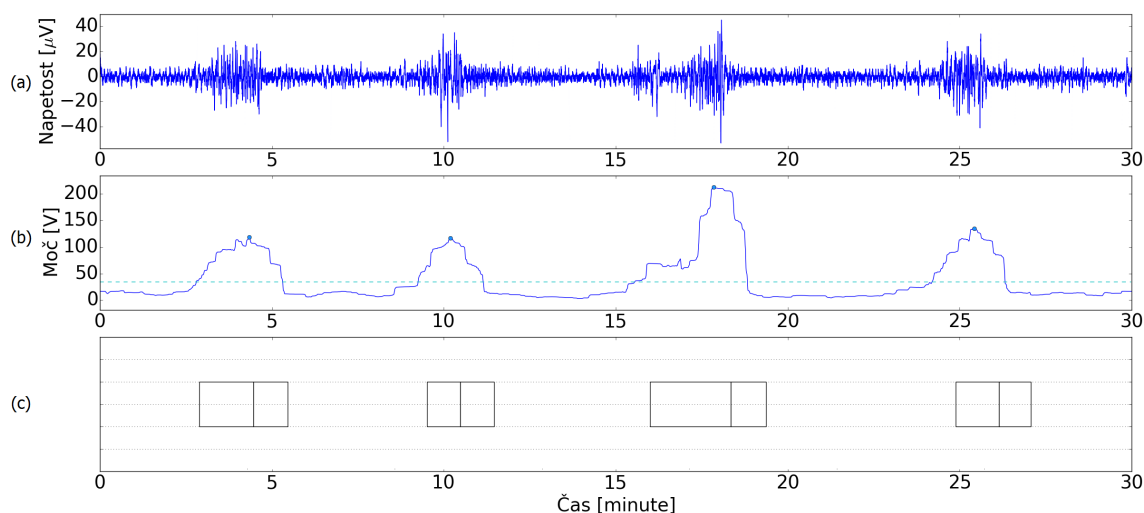
Na osnovi amplitude detekcijske funkcije smo odkrili epizode električnih aktivnosti maternice. Izrazito povečana vrednost amplitude nakazuje na električno aktivnost maternice. Ta lahko predstavlja resnično ali napačno odkrito električno aktivnost. Med pravilno odkrite električne aktivnosti maternice štejemo popadke in druge aktivnosti. Premiki nosečnice, ploda ali elektrod lahko povzročijo povečano amplitudo na moči signala. Takšno odkrito aktivnost maternice smatramo za napačno odkrito.

Odkrivanje električnih aktivnosti maternice je poleg prej naštetih atributov odvisno še od mejnega praga detekcije. Izbran nabor detekcijskih pragov je viden na sliki 2.10.



Slika 2.10: Mejni pragovi za odkrivanje aktivnosti maternice: $0 = \min + a/20$, $1 = \min + 3a/20$, $2 = \min + a/4$, $3 = \min + 7a/20$, $4 = \min + 9a/20$, $5 = \min + 11a/20$, $6 = \min + 13a/20$ in $7 = \min + 3a/4$.

Ko vrednost moči signala preseže detekcijski prag označimo začetek električne aktivnosti maternice ter konec, ko vrednost pade pod prag. Ti vrednosti določata časovni interval avtomatsko odkrite električne aktivnosti maternice. Zabeležili smo tudi časovni indeks največje vrednosti detekcijske funkcije signala na tem intervalu, saj je le-ta pomemben pri ocenjevanju zmogljivosti detektorja. Primer avtomatskega odkrivanja električnih aktivnosti maternice je viden na sliki 2.11.



Slika 2.11: Avtomatsko odkrivanje električnih aktivnosti maternice: (a) slika signala EHG filtriranega z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz, (b) detekcijska funkcija z označenimi lokalnimi maksimumi in detekcijskim pragom ter (c) odkrite epizode električnih aktivnosti maternice.

2.7 Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice

Rezultate karakterizacije električnih aktivnosti maternice smo ovrednotili s klasifikatorjem. Naloga klasifikatorja je uvrstitev vzorca (električna aktivnost maternice) v razred (popadek ali druga aktivnost) na podlagi značilk (mediana frekvence ali frekvenca vrha močnostnega spektra). Da lahko klasifikator določi razred, mora imeti podano diskretno funkcijo, ki množico vzorcev preslika v množico razredov. Ta funkcija je lahko podana vnaprej ali naučena iz podatkov. Razvili smo algoritem, ki je električne aktivnosti maternice klasificiral s pomočjo diskretne funkcije naučene iz značilk in podatkov učne množice. Iz množice posnetkov s tokogramom smo v učno množico uvrstili ročno določene epizode popadkov in drugih aktivnosti. Učna množica posnetkov brez tokograma je bila sestavljena iz ročno določenih epizod popadkov in z detektorjem avtomatsko odkritih epizod drugih aktivnosti.

Poiskati smo želeli klasifikator, ki bi najbolje ločeval med popadki in drugimi aktivnostmi. Električne aktivnosti maternice smo klasificirali z naivnim Bayesovim

klasifikatorjem (Naive Bayes classifier), linearno diskriminantno analizo (Linear Discriminant Analysis, LDA), kvadratno diskriminantno analizo (Quadratic Discriminant Analysis, QDA) in klasifikatorjem k najbližjih sosedov (K Nearest Neighbours, KNN). Vse našete klasifikatorje smo implementirali s funkcijami dostopnimi v knjižnici SCIKIT-LEARN za programski jezik PYTHON.

Naivni Bayesov klasifikator izračuna pogojne verjetnosti razredov za dane značilke vzorca. Vzorec klasificira na osnovi izračunanih verjetnosti razredov. Metoda predpostavlja neodvisnost vrednosti značilk pri danem razredu. Posledično je manj uspešna v primerih, kjer pri danih razredih obstajajo odvisnosti med značilkami.

Pri diskriminantni analizi iščemo diskriminantno funkcijo, ki bi množico vzorcev preslikala v množico razredov. Diskriminantna funkcija implicitno opisuje mejne ploskve med posameznimi razredi. Linearna diskriminantna analiza poskuša razrede vzorcev ločiti s hiperravnino.

Kvadratna diskriminantna analiza je podobna linearni. Razrede ločuje na podlagi diskriminantne funkcije druge stopnje.

Metoda k najbližjih sosedov je primer transduktivnega učenja, saj razred vzorca sklepa direktno iz značilk učne množice. Za dano značilko aktivnosti maternice, poišče k najbližjih značilk električnih aktivnosti maternice iz učne množice. Na podlagi najvišje frekvence razredov izbranih sosedov klasificira električno aktivnost maternice v popadek ali drugo aktivnost. Pri zgoščenih medianah frekvenc in frekvencah vrhov močnostnih spektrov predvidevamo, da bomo boljše rezultate dobili pri majhni vrednosti parametra k . Večja vrednost parametra k se namreč dobro obnese pri šumnatih podatkih.

2.8 Metrike zmogljivosti

Zmogljivost detektorja smo ocenili z občutljivostjo (sensitivity, Se) in pozitivno napovedljivostjo (positive predictive value, $+P$). Za oceno zmogljivosti klasifikatorja smo uporabili standardni meri zmogljivosti, specifičnost (specificity, Sp) in občutljivost. Zmogljivost detektorja in klasifikatorja v klinični praksi smo napovedali s

celotno povprečno in celotno skupno statistiko.

2.8.1 Ocenjevanje zmogljivosti detektorja

Ocenjevanje zmogljivosti detektorja temelji na ujemanju referenčnih in analizatorjevih dogodkov D , ki vključujejo časovno dimenzijo. Referenčne dogodke predstavlja ročno označene epizode električnih aktivnosti maternice, torej popadki in druge aktivnosti. Z detektorjem odkrite električne aktivnosti maternice imenujemo analizatorjevi dogodki. Mednje spadajo popadki, druge aktivnosti in dogodki, ki povzročijo spremembo v amplitudi moči signala (premiki ploda, nosečnice ali elektrod).

Po posebni metriki 3.7 za oceno zmogljivosti detektorja smo definirali sledeče vrednosti [2]:

- TP (True Positive): Število pravilno odkritih dogodkov.
 - TP_S : Število referenčnih dogodkov, ki izpolnjujejo kriterije ujemanja z analizatorjevimi dogodki.
 - TP_P : Število analizatorjevih dogodkov, ki izpolnjujejo kriterije ujemanja z referenčnimi dogodki.
- FN (False Negative): Število neodkritih dogodkov.
- FP (False Positive): Število napačno odkritih dogodkov.

Časovni intervali analizatorjevih dogodkov ne sovpadajo popolnoma z referenčnimi dogodki. Zato je nujno, da definiramo kriterije ujemanja analizatorjevih in referenčnih dogodkov [2]. Da dogodek označimo kot pravilno odkrit dogodek (popadek ali druga aktivnost maternice), mora zadostiti vsaj enem izmed sledečih kriterijev:

- analizatorjev dogodek prekriva ekstrem referenčnega dogodka (TP_P),
- referenčni dogodek prekriva ekstrem analizatorjevega dogodka (TP_S),
- analizatorjev dogodek prekriva vsaj polovico referenčnega dogodka (TP_P),
- referenčni dogodek prekriva vsaj polovico analizatorjevega dogodka (TP_S),

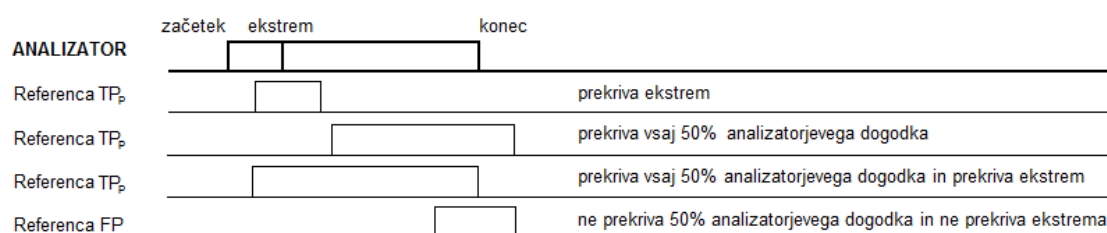
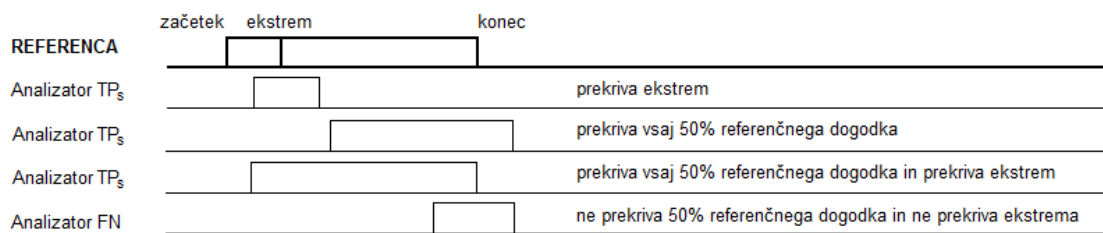
- analizatorjev dogodek prekriva vsaj polovico referenčnega dogodka in njegov ekstrem (TP_P) ali
- referenčni dogodek prekriva vsaj polovico analizatorjevega dogodka in njegov ekstrem (TP_S).

Če odkrit analizatorjev dogodek ne prekriva vsaj polovice referenčnega dogodka in ne prekriva njegovega ekstrema, ga označimo kot neodkrit dogodek (FN). Če referenčni dogodek ne prekriva vsaj polovice analizatorjevega dogodka in njegovega ekstrema, ga označimo kot napačno odkrit dogodek (FP). Neodkriti in napačno odkriti dogodki spadajo med nedogodke ND. Kriteriji ujemanja referenčnih in analizatorjevih dogodkov so vidni na sliki 2.12.

		Analizator	
		D	ND
Referenca	D	TP_S	FN
	ND	-	-

		Analizator	
		D	ND
Referenca	D	TP_P	-
	ND	FP	-

Tabela 2.1: Posebna metrika ocenjevanja zmogljivosti detektorja električnih aktivnosti maternice.



Slika 2.12: Kriteriji ujemanja referenčnih in analizatorjevih dogodkov.

Uspešnost detektorja smo ocenili s posebnima merama zmogljivosti [2]:

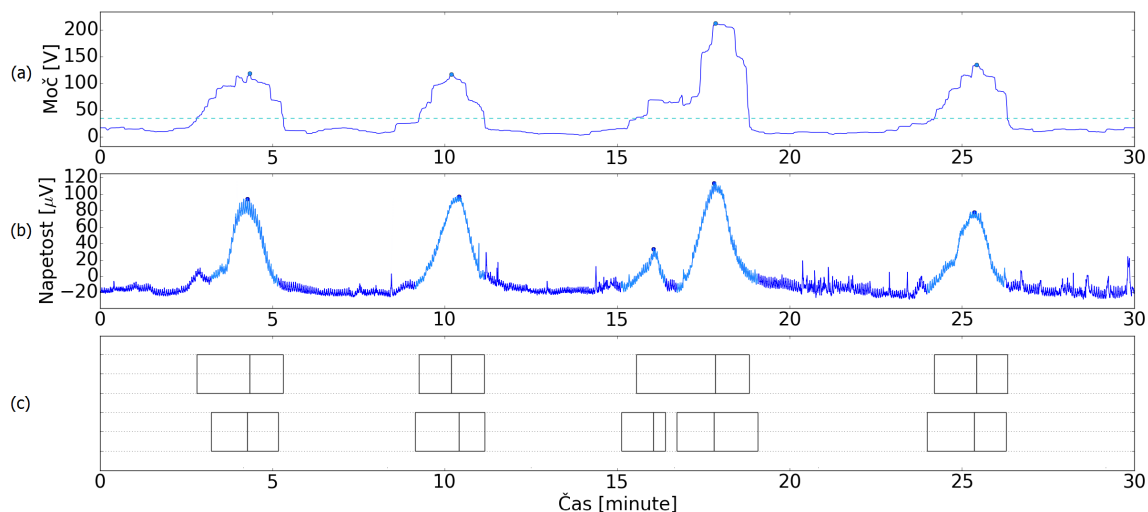
- občutljivostjo (sensitivity), ki nam pove delež odkritih dogodkov in

$$Se = \frac{TP_S}{TP_S + FN} \quad (2.6)$$

- pozitivno napovedljivostjo (positive predictivity), ki nam pove delež odkritih dogodkov, ki so resnični dogodki (popadki ali druge aktivnosti).

$$+P = \frac{TP_P}{TP_P + FP} \quad (2.7)$$

Primer ujemanja referenčnih in analizatorjevih dogodkov je viden na sliki 2.13. Vrednosti mer zmogljivosti sta pri danem primeru $Se = 0.8$ in $+P = 1$ ($TP_S = 4$, $TP_P = 4$, $FP = 0$, $FN = 1$).



Slika 2.13: Primer ujemanja analizatorjevih in referenčnih dogodkov: (a) detekcijska funkcija z označenimi vrhovi in detekcijskim pragom (b) ocena tlaka v maternici z označenimi vrhovi in referenčnimi dogodki, ter (c) ujemanje analizatorjevih (zgoraj) in referenčnih dogodkov (spodaj).

2.8.2 Ocenjevanje zmogljivosti klasifikatorja

Algoritem električno aktivnost maternice klasificira kot popadek ali drugo aktivnost na osnovi rezultatov karakterizacije. Po standardni metriki za klasifikacijo dogodkov 2.2 smo definirali sledeče vrednosti.

- TP: število popadkov, ki jih algoritem klasificira v popadke,
- TN: število drugih aktivnosti, ki jih algoritem klasificira v druge aktivnosti,
- FP: število drugih aktivnosti, ki jih algoritem klasificira v popadke in
- FN: število popadkov, ki jih algoritem klasificira v druge aktivnosti.

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	TP	FN
	EA	FP	TN

Tabela 2.2: Standardna metrika ocenjevanja zmogljivosti klasifikatorja električnih aktivnosti maternice.

Zmogljivost klasifikatorja smo ocenili s pomočjo standardnih mer zmogljivosti:

- občutljivostjo, ki nam pove delež pravilno klasificiranih popadkov in

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2.8)$$

- specifičnostjo Sp (specificity), ki nam pove delež pravilno klasificiranih drugih aktivnosti.

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} \quad (2.9)$$

2.8.3 Napovedovanje zmogljivosti detektorja in klasifikatorja v klinični praksi

Stabilnost posameznega algoritma smo ocenili s celotno skupno (Gross) in celotno povprečno (Average) statistiko ob uporabi bootstrap metode. To je splošna metoda ponovnega vzorčenja za ocenjevanje porazdelitve statističnih podatkov. Z njo zgradimo novo bazo in pridobimo podatke o uspešnosti algoritma ne glede na izbiro testne baze.

Koraki metode:

1. Naključno izberemo N elementov baze in jih vstavimo v hipotetično bazo.
2. Na hipotetični bazi ocenimo uspešnost algoritma.
3. Koraka 1. in 2. ponovimo M -krat. M je veliko število, saj predstavlja število izvedenih testov na hipotetični bazi.

4. Na podlagi ocen uspešnosti algoritma izdelamo frekvenčni histogram.

Uspešnost algoritma smo ocenili z 10000-mi testi na podlagi hipotetične baze velikosti 50 naključnih elementov (vrednosti metrik ali meri zmogljivosti algoritma).

Celotna skupna statistika napove, kako dobro algoritem odkrije oz. klasificira naključno izbrano električno aktivnost maternice. Pri ocenjevanju zmogljivosti detektorja v klinični praksi smo zgenerirali 10000 hipotetičnih baz. V vsako hipotetično bazo smo vstavili 50 naključno izbranih posnetkov. Na vsaki hipotetični bazi smo izračunali vrednosti TP_S , TP_P , FP in FN vseh vsebujočih posnetkov.

$$TP_S = \sum_{i=0}^{50} TP_{S_i}, \quad TP_P = \sum_{i=0}^{50} TP_{P_i}, \quad FP = \sum_{i=0}^{50} FP_i, \quad FN = \sum_{i=0}^{50} FN_i \quad (2.10)$$

Vrednosti TP_{S_i} , TP_{P_i} , FP_i in FN_i v (2.10) pripadajo i -tem posnetku hipotetične baze in temeljijo na konceptu ujemanja analizatorjevih in referenčnih dogodkov (poglavje 2.8.1). Da jih ni bilo potrebno vedno znova računati smo jih predhodno shranili v podatkovno strukturo slovar (dictionary). Množica ključev slovarja je bila sestavljena iz imen posnetkov. Vsakemu ključu i je pripadal seznam z vrednostmi TP_{S_i} , TP_{P_i} , FP_i in FN_i . Ta način shranjevanja vrednosti smo uporabili pri vseh napovedih zmogljivosti algoritmov v klinični praksi. Na vsaki hipotetični bazi smo izračunali občutljivost (2.6) in pozitivno napovedljivost (2.7). Vsaki hipotetični bazi torej pripada en par mer zmogljivosti, s katerimi smo izdelali frekvenčni histogram.

Koncept ocenjevanja zmogljivosti klasifikatorja v klinični praksi s celotno skupno statistiko je podoben. Razlikuje se le v merah zmogljivosti. Na vsaki hipotetični bazi smo izračunali vrednosti TP_i , TN_i , FP_i in FN_i vseh posnetkov.

$$TP = \sum_{i=0}^{50} TP_i, \quad TN = \sum_{i=0}^{50} TN_i, \quad FP = \sum_{i=0}^{50} FP_i, \quad FN = \sum_{i=0}^{50} FN_i \quad (2.11)$$

Vrednosti TP_i , TN_i , FP_i in FN_i v (2.11) predstavljajo vrednosti TP , TN , FP in FN klasifikatorja na i -tem posnetku hipotetične baze. S pomočjo teh vrednosti smo izračunali občutljivost (2.8) in specifičnost (2.9) ter izdelali frekvenčni histogram.

Celotna povprečna statistika napove uspešnost algoritma na naključno izbranem posnetku. Hipotetično bazo smo zgradili z ocenami zmogljivosti algoritma posameznega posnetka. Pri ocenjevanju zmogljivosti algoritma v klinični praksi s celotno povprečno statistiko smo zgradili 10000 hipotetičnih baz. V vsako hipotetično bazo smo vstavili 50 naključno izbranih posnetkov. Na vsaki hipotetični bazi smo izračunali povprečno vrednost mer zmogljivosti. Pri ocenjevanju zmogljivosti detektorja smo izračunali povprečni občutljivosti (2.6) in pozitivne napovedljivosti (2.7) vseh posnetkov hipotetične baze.

$$Se = \frac{1}{50} \sum_{i=0}^{50} Se_i, +P = \frac{1}{50} \sum_{i=0}^{50} +P_i. \quad (2.12)$$

Vrednosti Se_i in $+P_i$ predstavljata meri zmogljivosti detektorja Se in $+P$ na i -tem posnetku hipotetične baze.

Pri ocenjevanju zmogljivosti klasifikatorja smo izračunali povprečni občutljivosti (2.8) in specifičnosti (2.9) vseh posnetkov hipotetične baze.

$$Se = \frac{1}{50} \sum_{i=0}^{50} Se_i, Sp = \frac{1}{50} \sum_{i=0}^{50} Sp_i. \quad (2.13)$$

Vrednosti Se_i in Sp_i predstavljata meri zmogljivosti klasifikatorja Se in Sp na i -tem posnetku hipotetične baze.

Vsaki hipotetični bazi pripada en par mer zmogljivosti, s katerimi smo izdelali frekvenčni histogram.

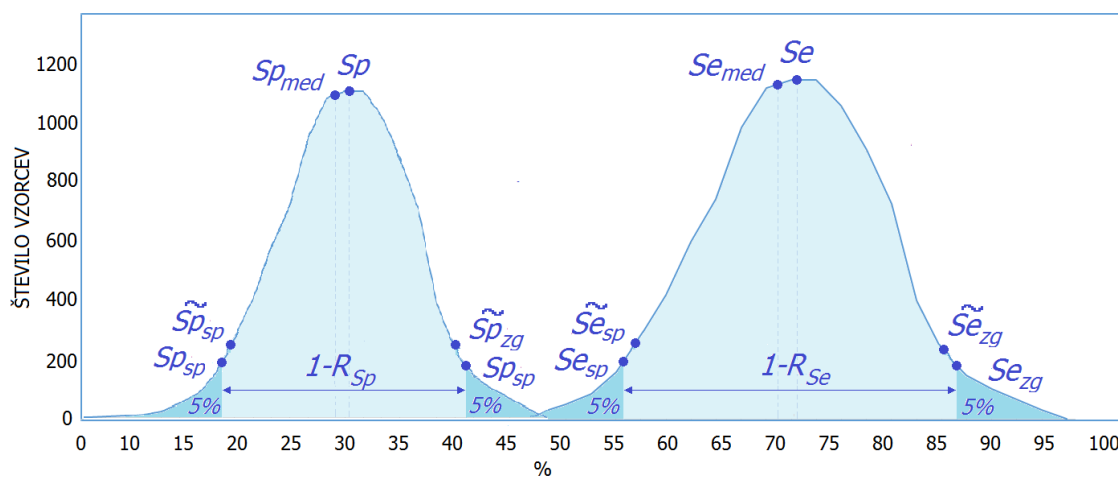
2.8.4 Ocenjevanje robustnosti detektorja in klasifikatorja

Zanesljivost delovanja algoritma v vseh pogojih je eden ključnih faktorjev, ki pripomore k uspešnosti algoritma. Z robustnostjo R lahko ocenimo zmožnost, da algoritem še naprej deluje, kljub netipičnim vhodnim podatkom. Visoka vrednost R dokazuje robustnost algoritma, ne dokazuje pa uspešnosti algoritma. Algoritem je lahko robusten pri majhni vrednosti občutljivosti, pozitivni napovedljivosti oziroma specifičnosti, kar pa nakazuje na slab algoritem. Predlagamo, da se

pri napovedovanju zmogljivosti detektorja v klinični praksi upoštevata meri robustnost občutljivosti (2.14) in robustnost pozitivne napovedljivosti (2.15) ter oceni odklona občutljivosti $\tilde{S}e = S_{e_{med}} \pm \left(\frac{1-R_{Se}}{2}\right)$ (2.17, 2.18) in pozitivne napovedljivosti $+ \tilde{P} = +P_{med} \pm \left(\frac{1-R_{+P}}{2}\right)$ (2.19, 2.20) v smislu robustnosti. Pri napovedovanju zmogljivosti klasifikatorja v klinični praksi predlagamo uporabo mer robustnost občutljivosti (2.14), robustnost specifičnosti (2.16) in oceni odklona občutljivosti (2.17, 2.18) in specifičnosti $\tilde{S}p = S_{p_{med}} \pm \left(\frac{1-R_{Sp}}{2}\right)$ (2.21, 2.22) v smislu robustnosti.

Visoke vrednosti robustnosti in odklonov v smislu robustnosti so osnove dobrega algoritma.

Mere zmogljivosti klasifikatorja so vidne na sliki 2.14.



Slika 2.14: Ocenjevanje robustnosti klasifikatorja.

$$R_{Se} = 1 - (Se_{Zg} - Se_{Sp}) \quad (2.14)$$

$$R_{+P} = 1 - (+P_{Zg} - +P_{Sp}) \quad (2.15)$$

$$R_{Sp} = 1 - (Sp_{Zg} - Sp_{Sp}) \quad (2.16)$$

$$\tilde{Se}_{Sp} = Se_{med} - \left(\frac{1 - R_{Se}}{2} \right) \quad (2.17)$$

$$\tilde{Se}_{Zg} = Se_{med} + \left(\frac{1 - R_{Se}}{2} \right) \quad (2.18)$$

$$+\tilde{P}_{Sp} = +P_{med} - \left(\frac{1 - R_{+P}}{2} \right) \quad (2.19)$$

$$+\tilde{P}_{Zg} = +P_{med} + \left(\frac{1 - R_{+P}}{2} \right) \quad (2.20)$$

$$\tilde{Sp}_{Sp} = Sp_{med} - \left(\frac{1 - R_{Sp}}{2} \right) \quad (2.21)$$

$$\tilde{Sp}_{Zg} = Sp_{med} + \left(\frac{1 - R_{Sp}}{2} \right) \quad (2.22)$$

3 Rezultati

3.1 Množica posnetkov s tokogramom

3.1.1 Karakterizacija električnih aktivnosti maternice

Karakterizacija električnih aktivnosti maternice je obsegala izračun cenilk mediane frekvence in frekvence vrha močnostnega spektra. Z namenom primerjanja median frekvenc in frekvenc vrhov močnostnih spektrov smo izračunali mediano median frekvenc in mediano frekvenc vrhov močnostnih spektrov. Za množico vrednosti cenilke f velikosti n smo izračunali mediano po formuli (3.1).

$$\tilde{f} = \begin{cases} f_{\frac{n+1}{2}} & n = \text{liho}, \\ \frac{1}{2} \left(f_{\frac{n}{2}} + f_{\frac{n+1}{2}} \right) & n = \text{sodo} \end{cases} \quad (3.1)$$

Najmanjšo razliko v medianah median frekvenc močnostnih spektrov med električnimi aktivnostmi maternice smo opazili pri uporabi filtra z mejnima frekvecama 0,08 Hz–8 Hz. Največja razlika v medianah median frekvenc močnostnih spektrov med električnimi aktivnostmi maternice smo opazili na signalu EHG iz tretjega kanala pri uporabi filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz. Mediana median popadkov je bila kar za 0,08 Hz nižja od mediane median drugih aktivnosti. Opazili smo, da so mediane median popadkov pri uporabi Butterworth filtrov s spodnjo mejo 0,3 Hz, nižje od median median drugih aktivnosti maternice ter višje ali enake pri uporabi Butterworth filtrov s spodnjo mejo 0,08 Hz. Razlike v medianah median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice so podane v tabeli 3.1.

Filter	Kanal	Mediana P	Mediana DA	Razlika
0,08 Hz–4 Hz	1	0,20	0,16	0,04
	2	0,21	0,19	0,02
	3	0,20	0,20	0,00
0,3 Hz–3 Hz	1	0,50	0,53	0,03
	2	0,50	0,53	0,03
	3	0,48	0,53	0,05
0,3 Hz–4 Hz	1	0,50	0,53	0,03
	2	0,50	0,54	0,04
	3	0,49	0,54	0,05
0,08 Hz–8 Hz	1	0,20	0,16	0,04
	2	0,21	0,20	0,01
	3	0,21	0,21	0,00
0,3 Hz–8 Hz	1	0,52	0,57	0,05
	2	0,51	0,55	0,04
	3	0,52	0,60	0,08
0,3 Hz–6 Hz	1	0,52	0,56	0,04
	2	0,51	0,54	0,03
	3	0,51	0,58	0,07
0,3 Hz–5 Hz	1	0,51	0,55	0,04
	2	0,51	0,54	0,03
	3	0,51	0,58	0,07

Tabela 3.1: Mediane median frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti v Hz pri uporabi različnih Butterworth filtrov.

Najmanjšo razliko v medianah frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti smo opazili na signalih EHG iz tretjega kanala. Največjo razliko v medianah frekvenc vrhov smo opazili na signalih EHG iz prvega kanala pri uporabi filtra z mejnimi frekvencami od 0,3 Hz do 5 Hz in na signalih EHG iz drugega kanala pri uporabi filtra z mejnimi frekvencami od 0,3 Hz do 3 Hz. Mediana frekvenc vrhov popadkov je bila za 0,04 Hz višja od mediane frekvenc vrhov drugih aktivnosti. Ostale razlike v medianah frekvenc vrhov močnostnih spektrov so podane v tabeli 3.2.

Filter	Kanal	Mediana P	Mediana DA	Razlika
0,08 Hz–4 Hz	1	0,16	0,14	0,02
	2	0,16	0,14	0,02
	3	0,15	0,15	0,00
0,3 Hz–3 Hz	1	0,42	0,39	0,03
	2	0,40	0,44	0,04
	3	0,41	0,40	0,01
0,3 Hz–4 Hz	1	0,42	0,39	0,03
	2	0,41	0,44	0,03
	3	0,41	0,40	0,03
0,08 Hz–8 Hz	1	0,16	0,14	0,02
	2	0,16	0,14	0,02
	3	0,16	0,15	0,01
0,3 Hz–8 Hz	1	0,42	0,39	0,03
	2	0,41	0,44	0,03
	3	0,41	0,41	0,00
0,3 Hz–6 Hz	1	0,42	0,39	0,03
	2	0,41	0,44	0,03
	3	0,41	0,41	0,00
0,3 Hz–5 Hz	1	0,42	0,38	0,04
	2	0,41	0,44	0,03
	3	0,41	0,41	0,00

Tabela 3.2: Mediane frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti v Hz pri uporabi različnih Butterworth filtrov.

Iz tabel 3.1, 3.2 je razvidno, da so razlike med medianami median frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti večje od razlik median frekvec vrhov. Sklepamo, da so mediane frekvenc primernejše za vhodne podatke avtomatske klasifikacije električnih aktivnosti maternice, saj na osnovi večje razlike lažje ločujemo med njimi.

S statistično primerjavo ANOVA lahko potrdimo ali ovržemo našete sklepe. ANOVA predvideva najboljše ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi maternice na signalu EHG iz prvega kanala pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz. Predvideva kar 99,9 % uspešno ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi maternice na osnovi median frekvenc in 99,8 % uspešno ločevanje na osnovi frekvenc vrhov močnostnih spektrov.

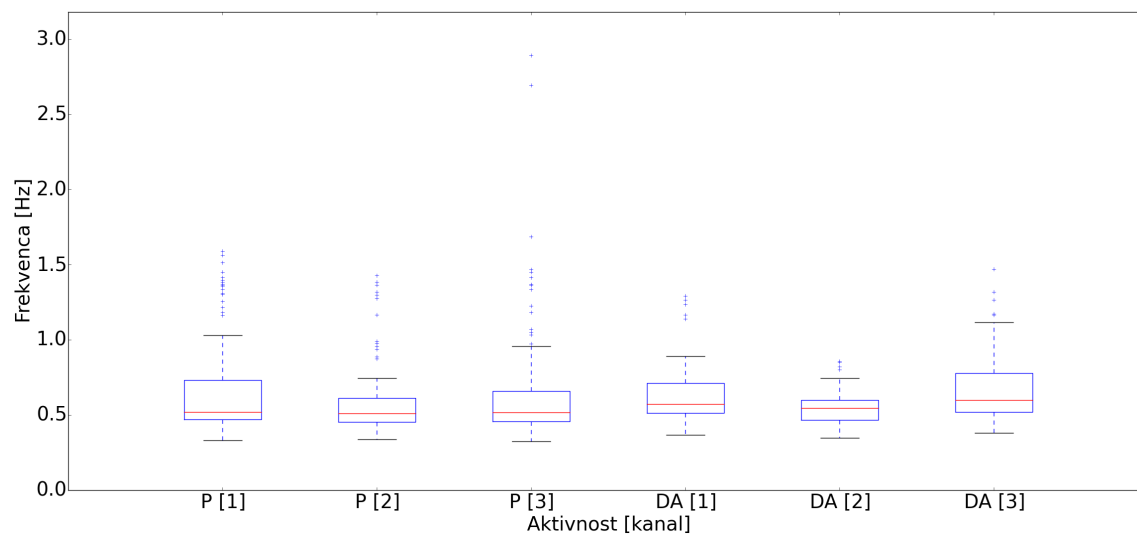
Analiza median frekvenc močnostnih spektrov predvideva najboljše ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi na signalih EHG iz tretjega kanala pri uporabi Butterworth filtra 0,3 Hz–8 Hz. Statistična analiza ANOVA pri uporabi tega filtra napoveduje le 47,5 % verjetnost uspešnega ločevanja.

Do neujemanja izbora najboljšega Butterworth filtra in kanala signala pride tudi med analizo frekvenc vrhov močnostnih spektrov in ANOVO. Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov predvideva najboljše ločevanje med električnimi aktivnostmi maternice na signalih EHG iz prvega kanala pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz. Statistična primerjava ANOVA pri uporabi tega filtra napoveduje 96,2 % verjetnost uspešnega ločevanja. To je zelo dober rezultat, vendar na signalih EHG iz prvega kanala pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz napoveduje še večjo, in sicer 99,8 % verjetnost uspešnega ločevanja med električnimi aktivnostmi maternice. Ostale napovedi uspešnega ločevanja med električnimi aktivnostmi maternice po statistični analizi variance ANOVA so podane v tabeli 3.3.

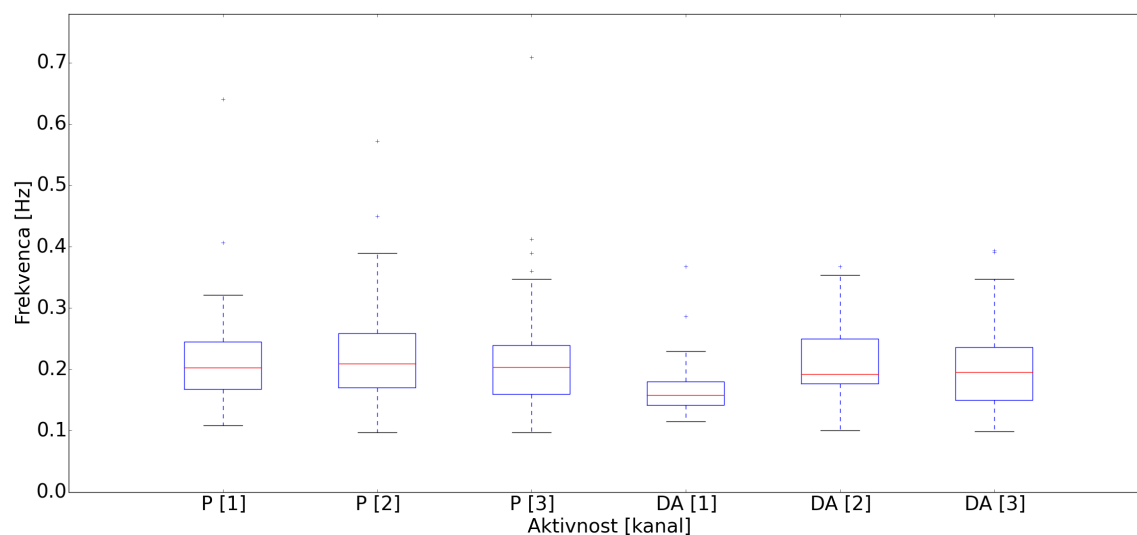
Filter	Kanal	p_1	p_2
0,08 Hz–4 Hz	1	0,998	0,998
	2	0,505	0,942
	3	0,193	0,170
0,3 Hz–3 Hz	1	0,612	0,961
	2	0,142	0,287
	3	0,749	0,599
0,3 Hz–4 Hz	1	0,285	0,959
	2	0,251	0,401
	3	0,569	0,633
0,08 Hz–8 Hz	1	0,961	0,998
	2	0,515	0,942
	3	0,035	0,111
0,3 Hz–8 Hz	1	0,077	0,960
	2	0,428	0,380
	3	0,475	0,637
0,3 Hz–6 Hz	1	0,140	0,961
	2	0,472	0,366
	3	0,704	0,571
0,3 Hz–5 Hz	1	0,157	0,962
	2	0,435	0,350
	3	0,746	0,656

Tabela 3.3: Statistična primerjava median frekvenc in frekvenc vrhov električnih aktivnosti maternice z enosmerno analizo variance ANOVA. Vrednost p_1 označuje verjetnost, da lahko ločujemo med električnimi aktivnostmi maternice na osnovi median frekvenc, vrednost p_2 pa verjetnost ločevanja električnih aktivnosti maternice na osnovi frekvenc vrhov.

Sliki 3.1, 3.2 prikazujeta razporeditve median frekvenc močnostnih spektrov za katere analiza median in ANOVA napovedujeta najboljše ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi. Iz slike 3.2 je razvidno, da se mediane drugih aktivnosti pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz pojavljajo na dokaj ožjem frekvenčnem pasu kot mediane popadkov. Pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz je prekritost frekvenčnega območja median drugih aktivnosti maternice in popadkov večja. Kljub večji razliki v medianah, bomo zaradi večje prekritosti frekvenčnega območja težje ločevali med električnimi aktivnostmi maternice. Predpostavljamo, da so rezultati ANOVE boljši od rezultatov analiz median frekvenc močnostnih spektrov. Pri klasifikaciji se bomo posledično omejili na rezultate karakterizacije električnih aktivnosti maternice iz signalov EHG iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami od 0,08 Hz–4 Hz.

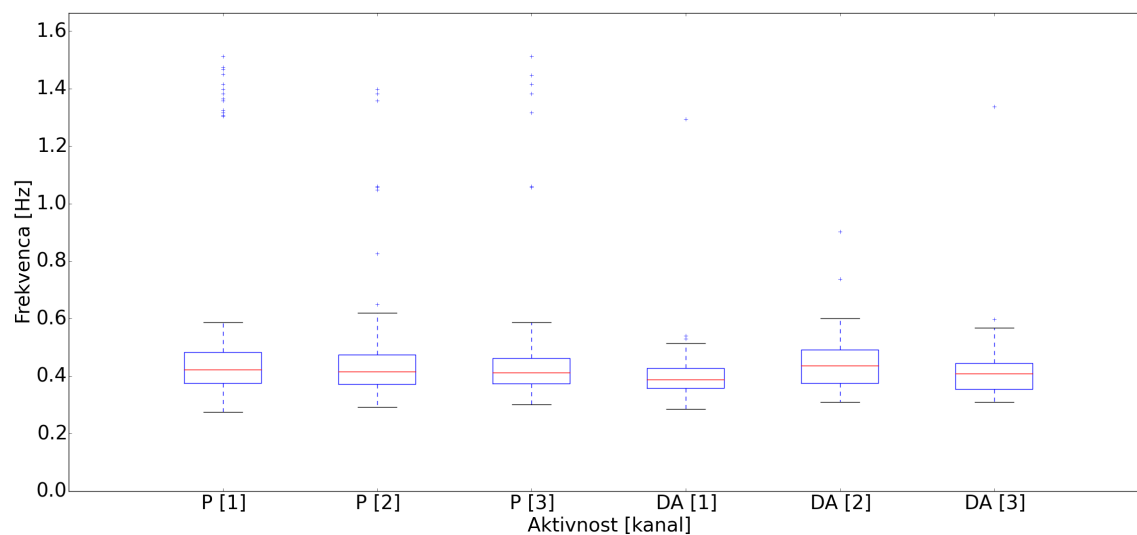


Slika 3.1: Mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.

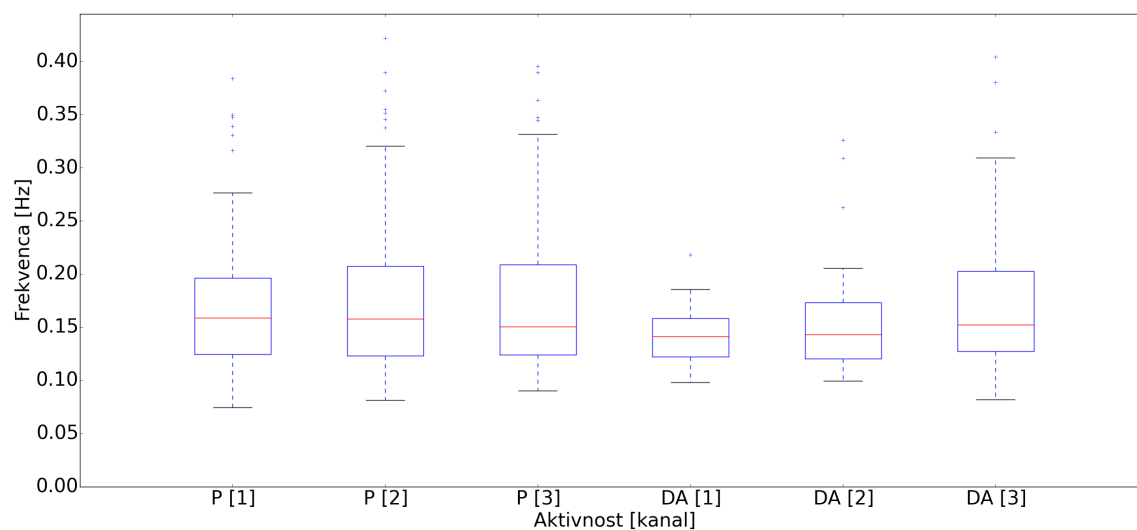


Slika 3.2: Mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

Analiza frekvenc vrhov in ANOVA za najboljšo karakterizacijo predlagata različna Butterworth filtra. Vzrok neskladja je enak kot pri medianah frekvenc. Analiza frekvenc vrhov (tabela 3.2) napoveduje najboljšo klasifikacijo pri Butterworth filtru, pri uporabi katerega opazimo večjo razliko v medianah frekvenc vrhov in hkrati večjo prekritost območja frekvenc vrhov popadkov in drugih aktivnosti (slika 3.3). Velik delež prekrivanja frekvenčnega območja otežuje ločevanje med električnimi aktivnostmi maternice. ANOVA napoveduje najboljšo klasifikacijo električnih aktivnosti maternice na Butterworth filtru z uporabo katerega opazimo razliko v medianah frekvenc vrhov in najmanjši delež prekrivanja frekvenčnega območja (slika 3.4).



Slika 3.3: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.



Slika 3.4: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

3.1.1.1 Prezgodnji porodi

Pri karakterizaciji električnih aktivnosti maternice prezgodnjih porodov smo se omejili na analizo signalov EHG iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami od 0,08 Hz–4 Hz.

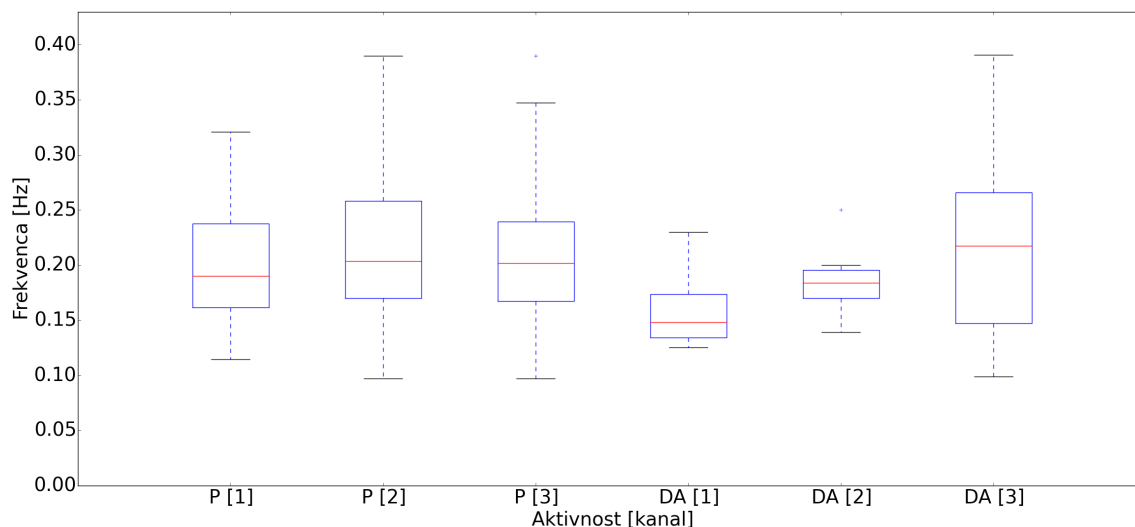
Analiza median močnostnih spektrov popadkov

Interval frekvenc na katerem se nahajajo mediane močnostnih spektrov popadkov sega od 0,11 Hz do 0,32 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,21 Hz (slika 3.5). Mediana median močnostnih spektrov popadkov znaša 0,19 Hz in je za 0,01 Hz nižja od mediane median vseh porodov.

Analiza median močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se nahajajo mediane močnostnih spektrov drugih aktivnosti sega od 0,12 Hz do 0,23 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,11 Hz (slika 3.5). Mediana median močnostnih spektrov drugih aktivnosti prezgodnjih porodov znaša 0,15 Hz in je za 0,01 Hz nižja od mediane median močnostnih spektrov drugih aktivnosti vseh porodov. Na sliki 3.5 vidimo, da je razlika med popadki in drugimi aktivnostmi na signalu EHG iz prvega signala res najizrazitejša.

Interval frekvenc median močnostnih spektrov drugih aktivnosti na signalih EHG iz prvega kanala prekriva 50 % intervala frekvenc median močnostnih spektrov popadkov. Nizek delež prekrivanja intervalov frekvenc opazimo tudi na signalih EHG iz drugega kanala. Interval frekvenc median močnostnih spektrov drugih aktivnosti prekriva le 21 % intervala frekvenc median močnostnih spektrov popadkov. Ker so frekvence median močnostnih spektrov drugih aktivnosti zelo zgoščene okoli mediane median močnostnih spektrov popadkov, analiza ANOVA tu napoveduje slabše ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi. Prekritost frekvenčnega območja median na signalih EHG iz tretjega kanala znaša 86 %.



Slika 3.5: Mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

V dodatku A.1 so prikazane mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.

Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov

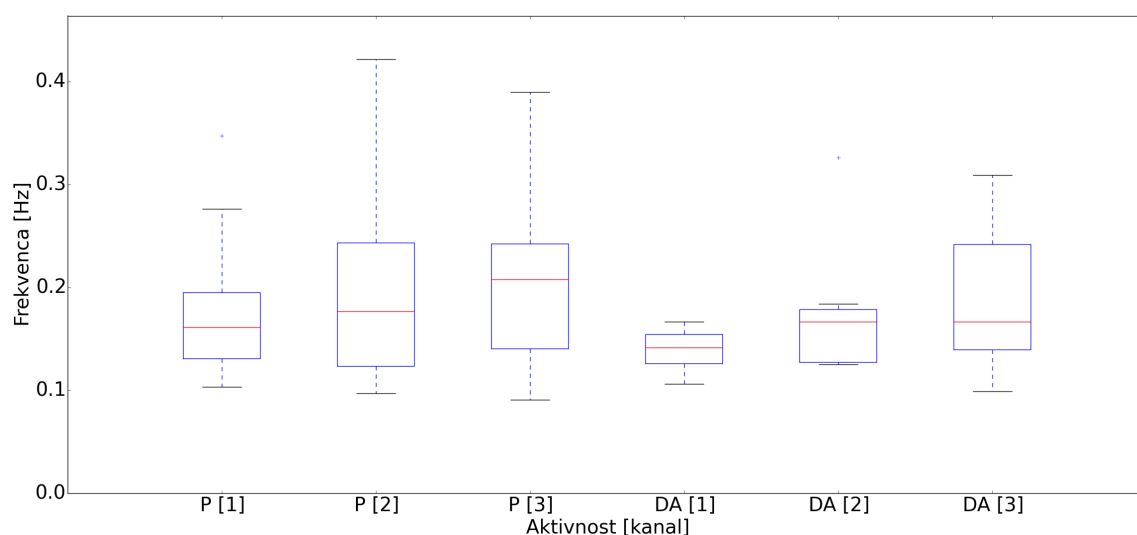
Interval frekvenc na katerem se nahaja večina frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov sega od 0,10 Hz do 0,28 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,18 Hz. Ena frekvenca vrha močnostnega spektra se pojavi izven tega območja, in sicer pri 0,35 Hz. Ta frekvenca je na sliki 3.6 prikazana kot odstopajoča točka. To so točke, ki so od mediane oddaljene za več kot 1,5-krat njene vrednosti. Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov znaša 0,16 Hz in je enaka mediani frekvenc vrhov vseh porodov.

Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se nahajajo vrhovi močnostnih spektrov drugih aktivnosti maternice sega od 0,11 Hz do 0,17 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,06 Hz (slika 3.6). Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti maternice pri prezgodnjih porodih znaša 0,14 Hz in je enaka mediani frekvenc

vrhov močnostnih spektrov aktivnosti vseh porodov. Na sliki 3.6 vidimo, da je razlika med popadki in drugimi aktivnostmi maternice na signalu EHG iz prvega signala res najizrazitejša. Interval frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti na signalih EHG iz prvega kanala prekriva le 33,3 % intervala frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov. Nizek delež prekrivanja opazimo tudi na signalih EHG iz drugega kanala. Interval frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti prekriva le 18 % intervala frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov. Ker so frekvence vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti zelo zgoščene okoli mediane frekvence močnostnih spektrov popadkov, analiza ANOVA tu napoveduje slabše ločevanje med popadki in drugimi aktivnostmi. Največjo razliko med medianami frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice opazimo na signalu iz tretjega kanala. Mediani frekvenc popadkov in drugih aktivnosti se razlikujeta za 0,03 Hz. Na signalih iz tretjega kanala opazimo največje prekrivanje intervalov frekvenc vrhov (70 %).

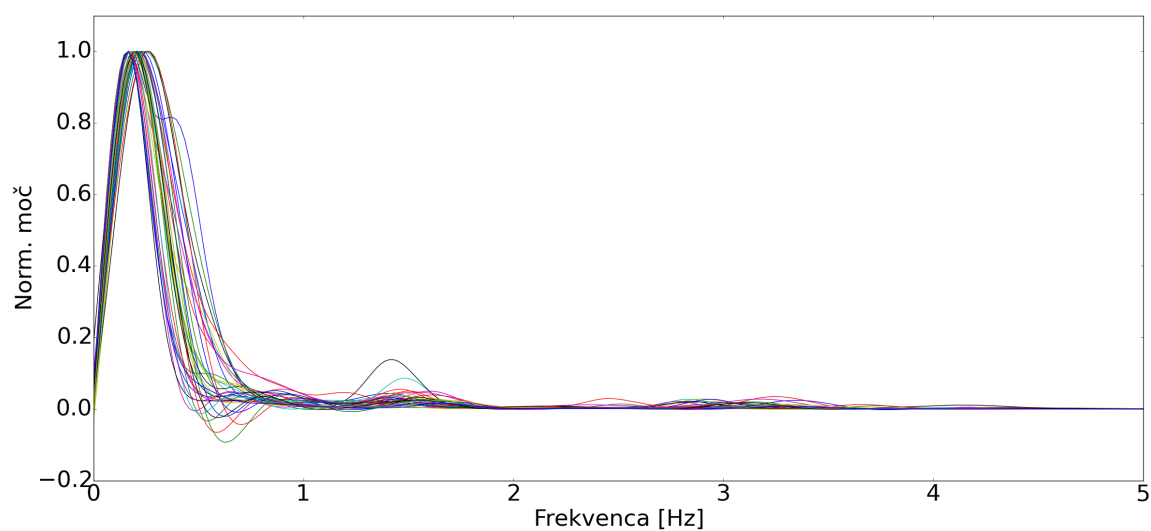
V dodatku A.2 so prikazane frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti maternice prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.



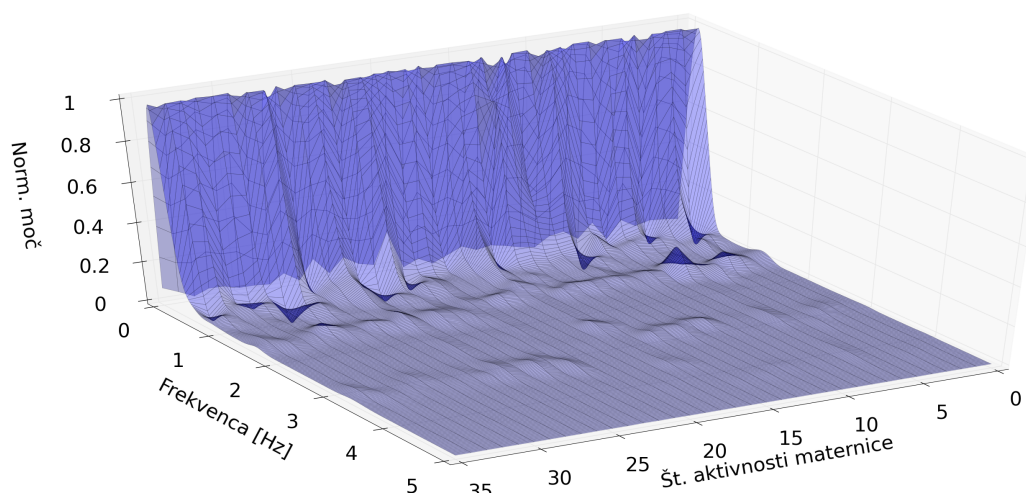
Slika 3.6: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08Hz–4 Hz.

Grafična primerjava močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti

Močnostne spektre smo zgladili z nizkim filtrom BUTTER dostopnim v knjižnici SCIPY programskega jezika PYTHON. Zglajene močnostne spektre smo normalizirali. Normalizirani spektrogrami vseh popadkov (sliki 3.7, 3.8) namreč poleg vrhov frekvenc prikazanih na sliki 3.6 prikazujejo še številne nižje vrhove pri višjih frekvencah.



Slika 3.7: Normalizirani močnostni spektri popadkov prezgodnji porodov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

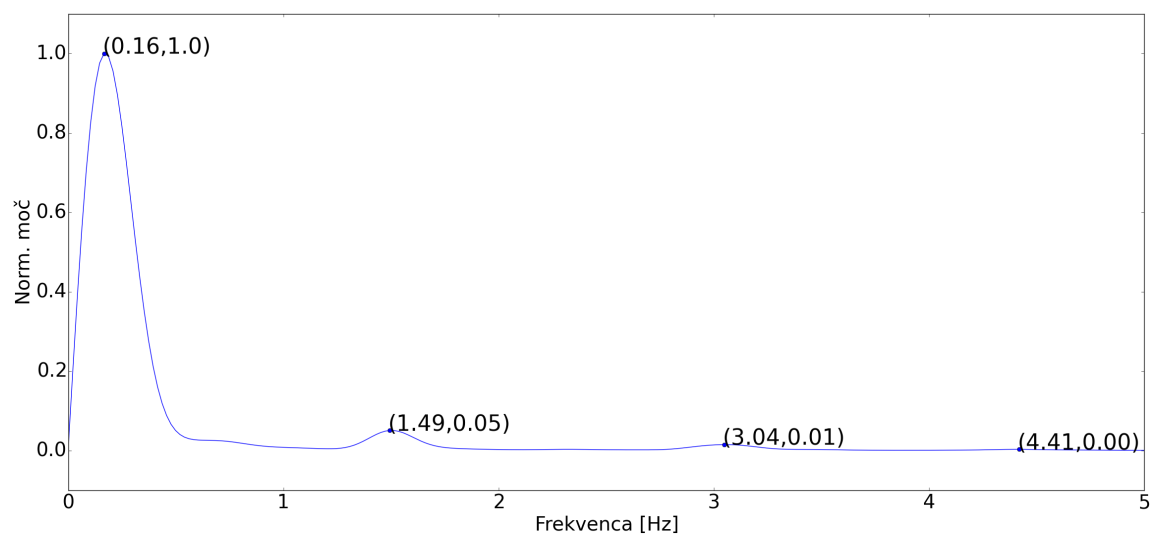


Slika 3.8: Normalizirani močnostni spektri popadkov prezgodnjih porodov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

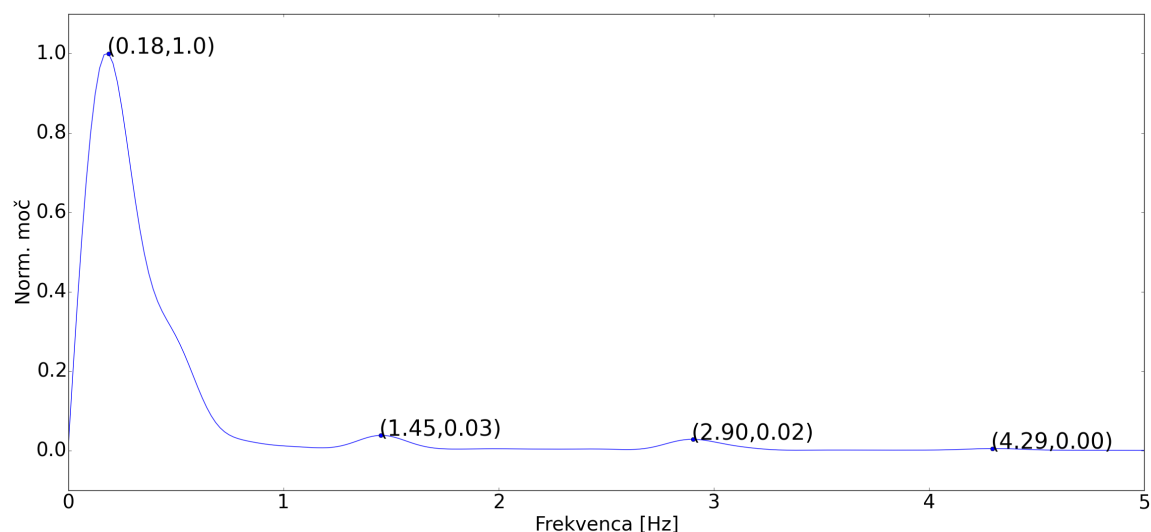
Sliki 3.9, 3.10 prikazujeta normalizirana močnostna spektra popadkov iz slik 3.11 in 3.12. Na spektrogramih popadkov opazimo nižje vrhove v okolici 1,5 Hz, 3 Hz in 4,3 Hz. Frekvence vrhov spektrograma popadka (slika 3.9) so 0,16 Hz, 1,49 Hz, 3,04 Hz in 4,41 Hz. Pri deljenju frekvence vrha močnostnega spektra popadka s frekvencami nižjih vrhov dobimo količnike 9,3, 18,8 in 27,5. Opazimo, da se zaporedna količnika razlikujeta za približno vrednost prvega količnika, tj. za 9,3. Podobno opazimo na spektrogramu popadka iz slike 3.10. Vrhovi se pojavijo pri 0,18 Hz, 1,45 Hz, 2,90 Hz in 4,29 Hz. Pri deljenju frekvence vrha močnostnega spektra popadka s frekvencami nižjih vrhov dobimo količnike 8, 16,1 in 23,8. Zaporedna količnika se zopet razlikujeta za približno vrednost prvega količnika, tj. za 8.

Na normaliziranih spektrogramih električnih aktivnosti 3.13, 3.14 opazimo vrhove na frekvenčnem območju do 1,9 Hz. Pri višjih frekvencah izrazitih vrhov ne opazimo.

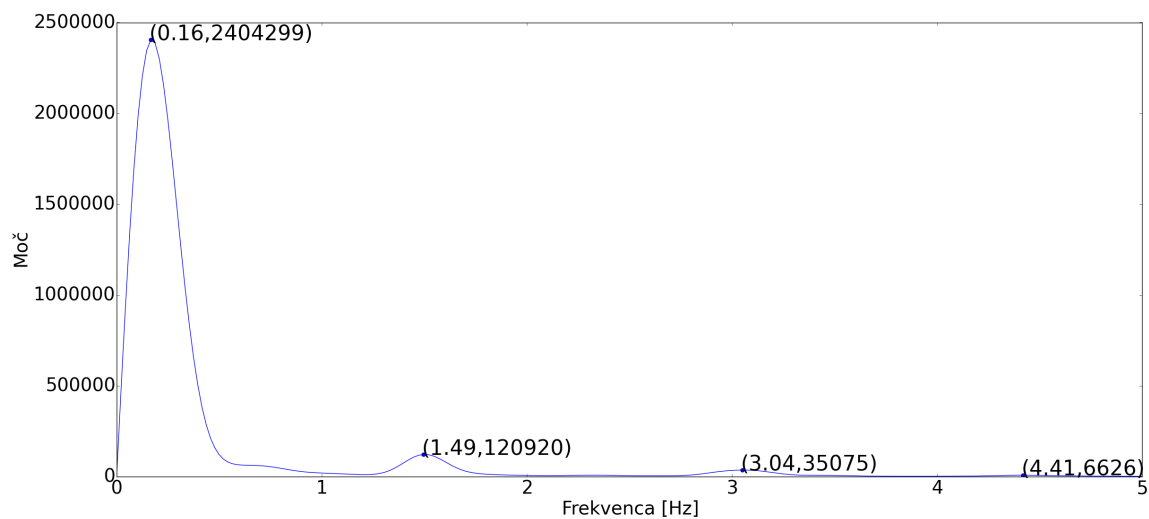
Na sliki 3.15 opazimo razlike med spektrogrami popadkov in drugih aktivnosti. Na spektrogramih popadkov opazimo padec moči v okolici 0,6 Hz, ter nekaj manjših vrhov pri 1,5 Hz in 3 Hz. Padca moči spektra in vrhov pri višjih frekvencah na spektrogramih drugih aktivnosti ne opazimo.



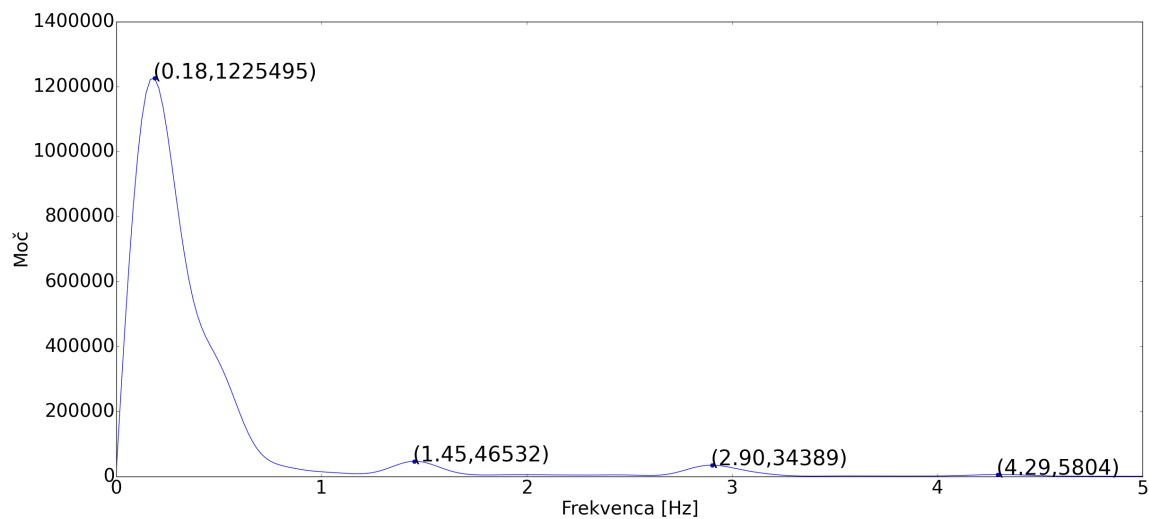
Slika 3.9: Normalizirani močnostni spekter popadka pri prezgodnjem porodu. Izračunan je bil na signalu iz prvega kanala filtriranjem z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



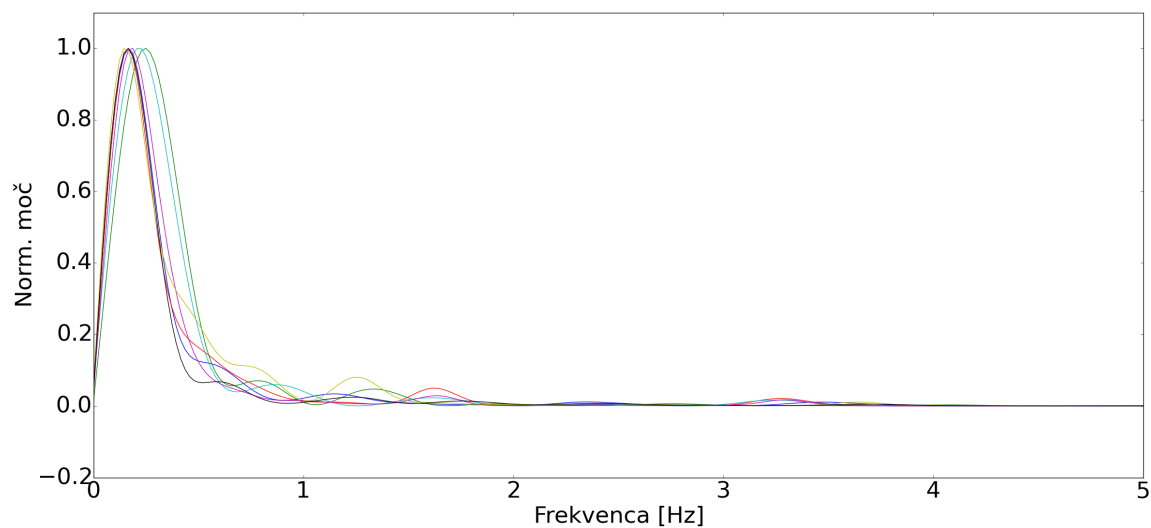
Slika 3.10: Normalizirani močnostni spekter popadka pri prezgodnjem porodu. Izračunan je bil na signalu iz prvega kanala filtriranjem z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



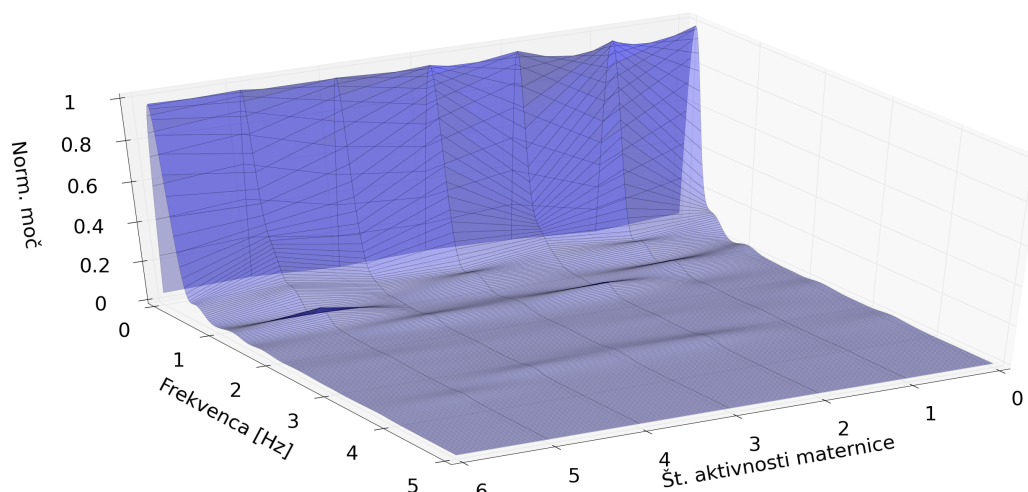
Slika 3.11: Močnostni spekter popadka pri prezgodnjem porodu. Izračunan je bil na signalu iz prvega kanala filtriranem z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



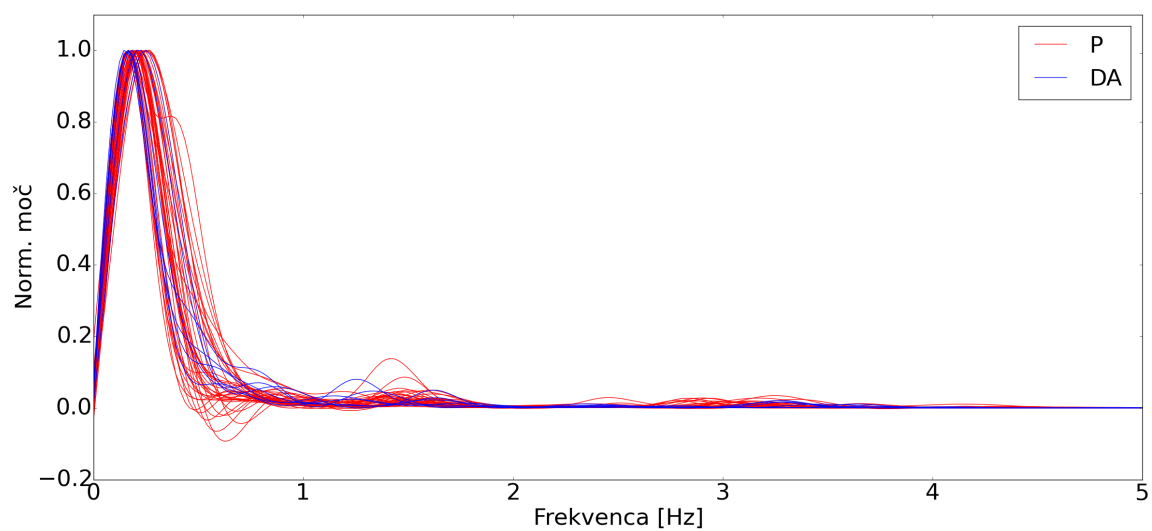
Slika 3.12: Močnostni spekter popadka pri prezgodnjem porodu. Izračunan je bil na signalu iz prvega kanala filtriranem z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.13: Normalizirani močnostni spektri drugih aktivnosti prezgodnjih porodov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



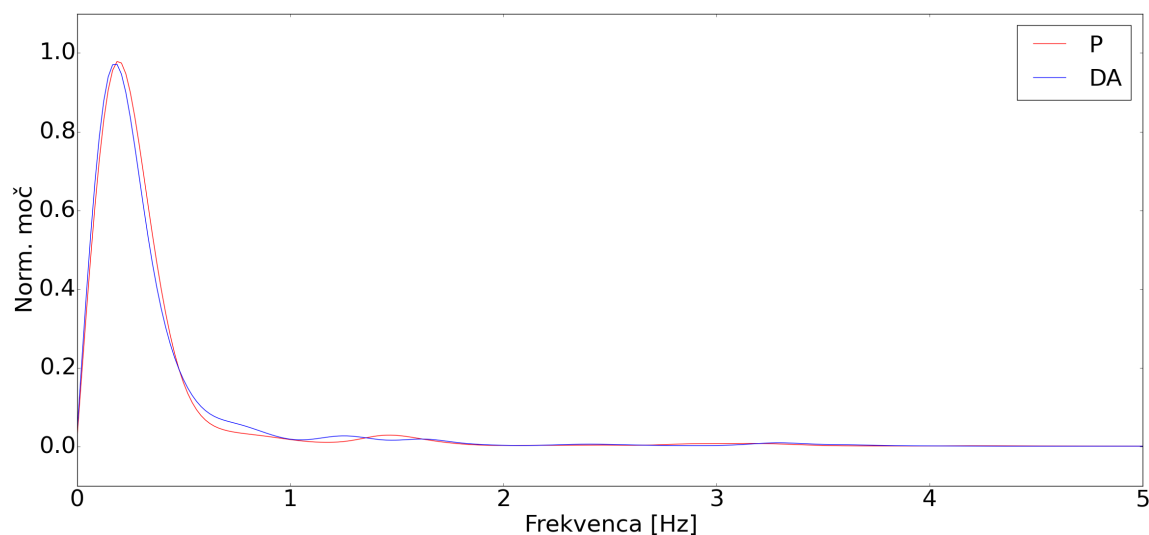
Slika 3.14: Normalizirani močnostni spektri drugih aktivnosti prezgodnjih porodov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



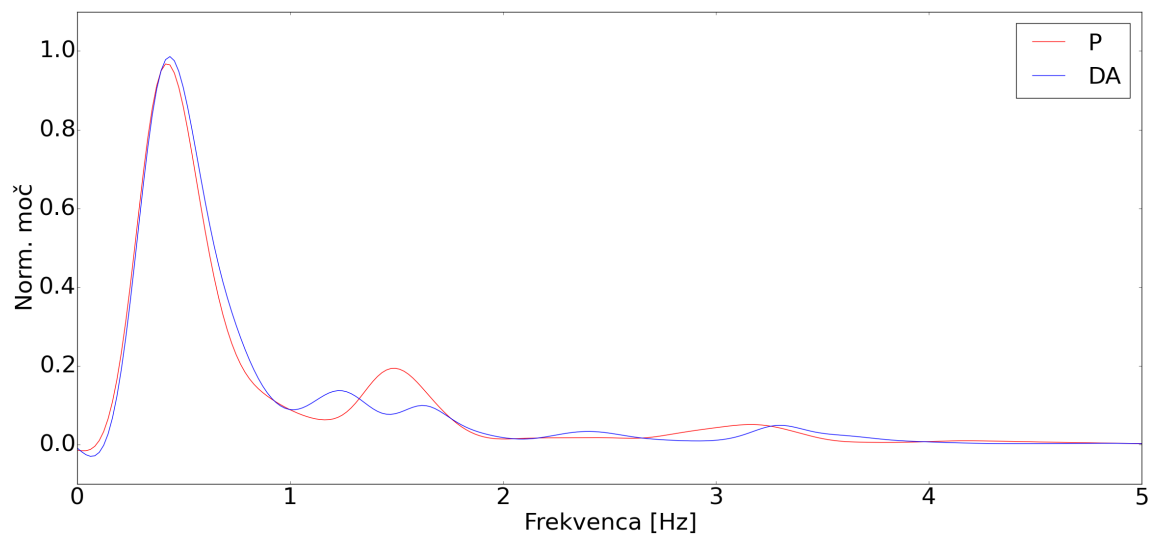
Slika 3.15: Normalizirani močnostni spektri popadkov P in drugih aktivnosti maternice DA prezgodnjih porodov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

Na sliki 3.16 povprečnih normaliziranih spektrogramov ne opazimo razlik med popadki in drugimi aktivnostmi. Če spodnjo mejo Butterworth filtra dvignemo na 0,3 Hz, pa opazimo vidne razlike v povprečnem spektrogramu popadkov in drugih aktivnosti (slika 3.17).

V dodatku A.3 so prikazani povprečni spektrogrami električnih aktivosti maternice prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.

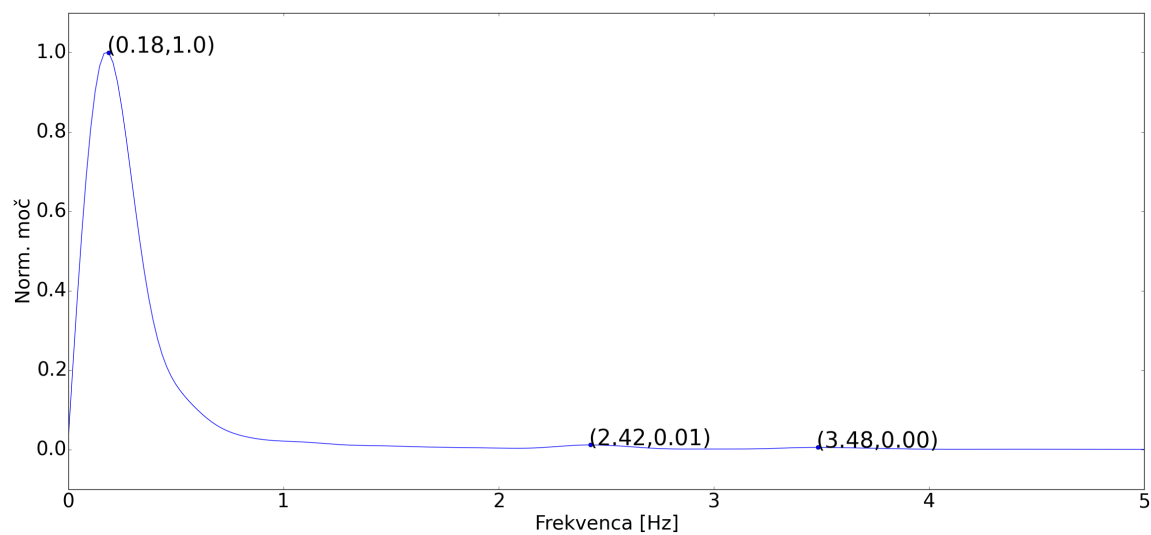


Slika 3.16: Normalizirani močnostni spektri popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

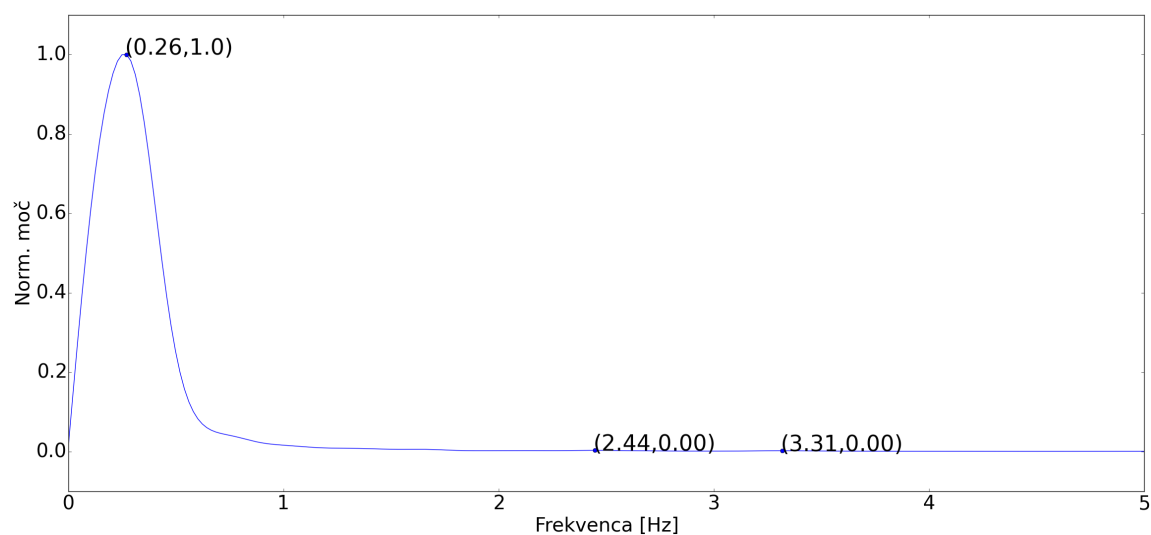


Slika 3.17: Normalizirani močnostni spektri popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.

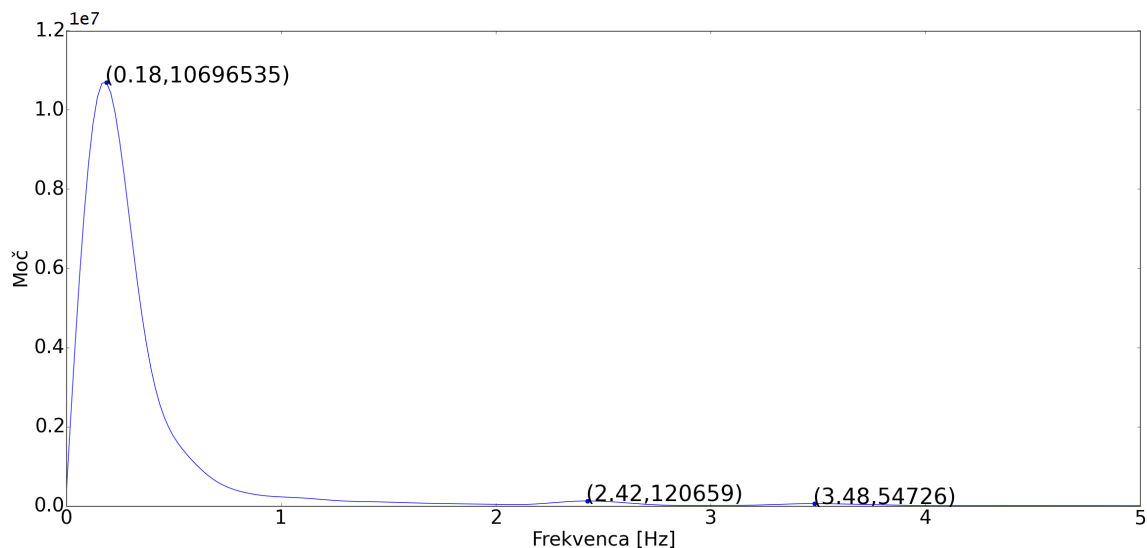
Sliki 3.18, 3.19 prikazujeta normalizirana močnostna spektra druge aktivnosti iz slik 3.20 in 3.21. Na spektrogramih drugih aktivnosti ne opazimo izrazitih vrhov pri višjih frekvencah.



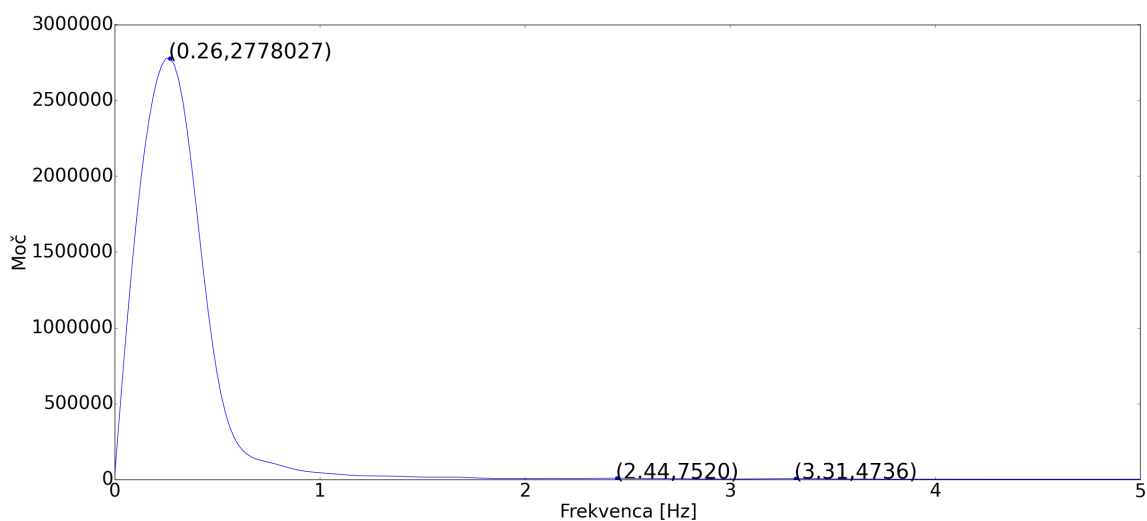
Slika 3.18: Normaliziran močnostni spekter druge aktivnosti prezgodnjega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.19: Normaliziran močnostni spekter druge aktivnosti prezgodnjega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.20: Močnostni spekter druge aktivnosti prezgodnjega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.21: Močnostni spekter druge aktivnosti prezgodnjega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

3.1.1.2 Terminski porodi

Analiza median frekvenc močnostnih spektrov popadkov

Interval frekvenc na katerem se pojavi večina median močnostnih spektrov popadkov sega od 0,11 Hz do 0,32 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,21 Hz (slika 3.22). Mediana median frekvenc močnostnih spektrov popadkov terminskih porodov je enaka mediani median popadkov vseh porodov in znaša 0,20 Hz.

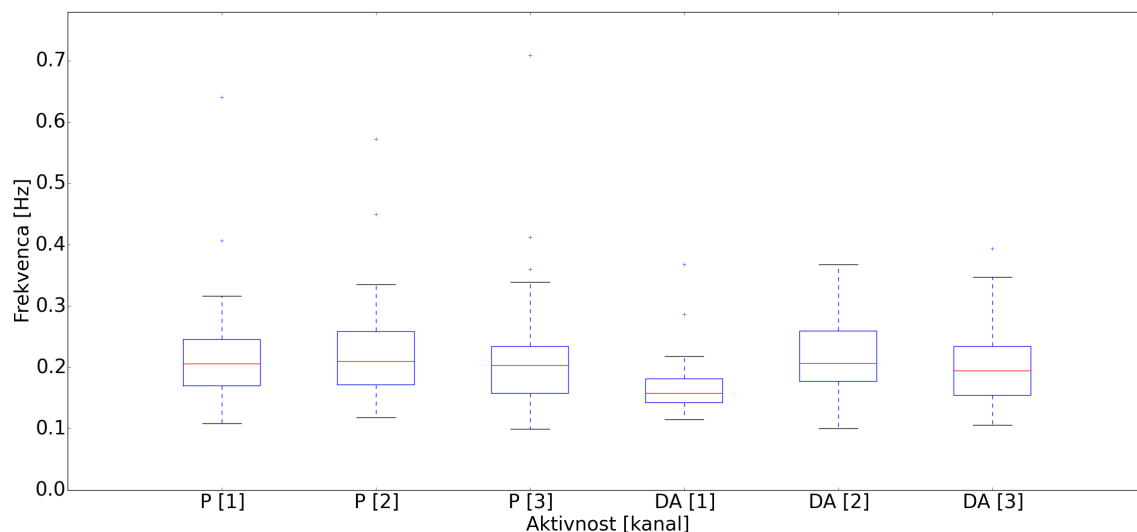
Analiza median frekvenc močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se nahajajo mediane močnostnih spektrov drugih aktivnosti sega od 0,11 Hz do 0,22 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,11 Hz (slika 3.22). Mediana median močnostnih spektrov drugih aktivnosti prezgodnjih porodov znaša 0,16 Hz in je enaka mediani median močnostnih spektrov drugih aktivnosti vseh porodov.

Mediani median frekvenc popadkov in drugih aktivnosti se na signalih EHG iz prvega kanala razlikujeta za 0,04 Hz. Mediani median frekvenc popadkov in drugih aktivnosti na signalih EHG iz drugega in tretjega kanala se razlikujeta za največ 0,01 Hz.

Interval median frekvenc močnostnih spektrov drugih aktivnosti na signalih EHG iz prvega kanala prekriva 52,4 % intervala median frekvenc močnostnih spektrov popadkov. Prekritost intervalov median močnostnih spektrov električnih aktivnosti na signalih EHG iz drugega kanala znaša 77,8 % in 96 % na signalih EHG iz tretjega kanala.

V dodatku B.1 so prikazane mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti terminskih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.



Slika 3.22: Mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

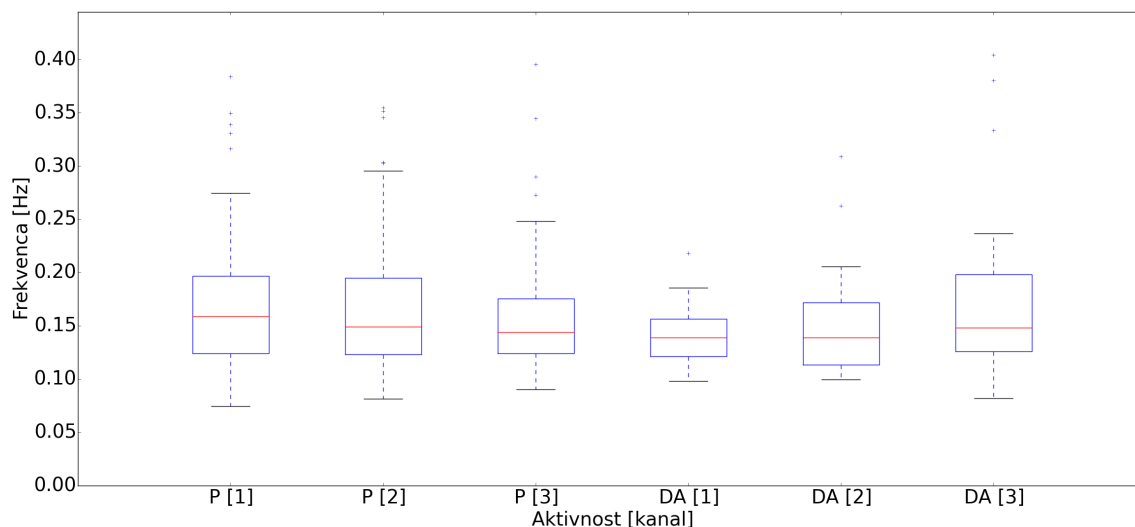
Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov

Interval frekvenc na katerem se pojavi večina frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov sega od 0,07 Hz do 0,27 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,20 Hz. Pet frekvenc vrhov se pojavi izven tega območja in so na sliki 3.23 prikazane kot odstopajoče točke. Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov znaša 0,16 Hz in je enaka mediani frekvenc vrhov vseh porodov.

Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se pojavljajo frekvence vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti sega od 0,10 Hz do 0,18 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,08 Hz (slika 3.23). Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti znaša 0,14 Hz in je enaka kot mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti vseh porodov.

Mediani frekvenc vrhov popadkov in drugih aktivnosti se na signalih EHG iz prvega kanala razlikujeta za 0,02 Hz. Mediani frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti na signalih EHG iz drugega in tretjega kanala se razlikujeta za največ 0,01 Hz.



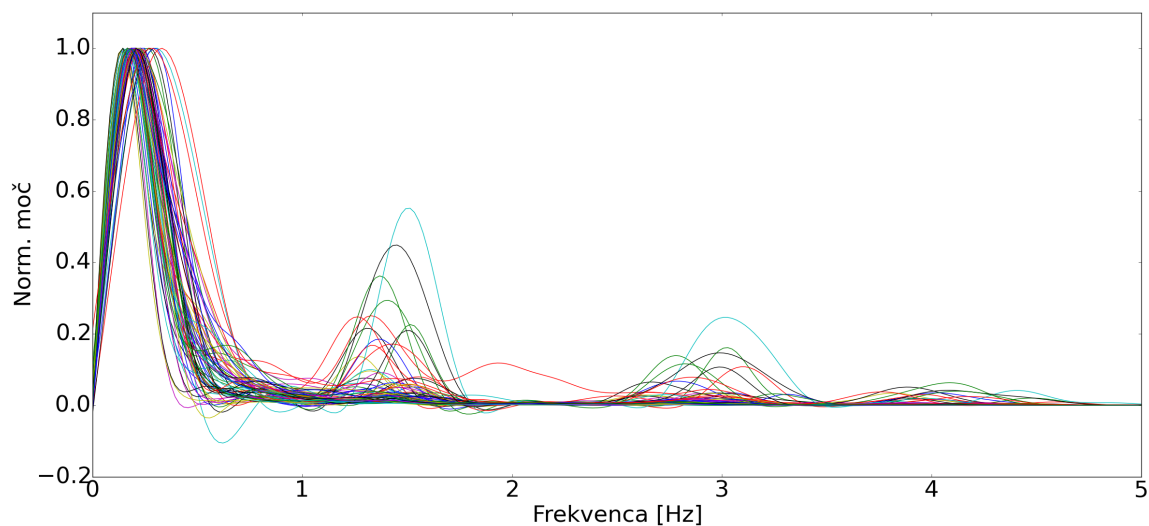
Slika 3.23: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

Interval frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti na signalih EHG iz prvega kanala prekriva 40 % intervala frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov. Prekritost intervalov frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti na signalih EHG iz drugega kanala znaša 47,6 % in 87,5 % na signalih EHG iz tretjega kanala.

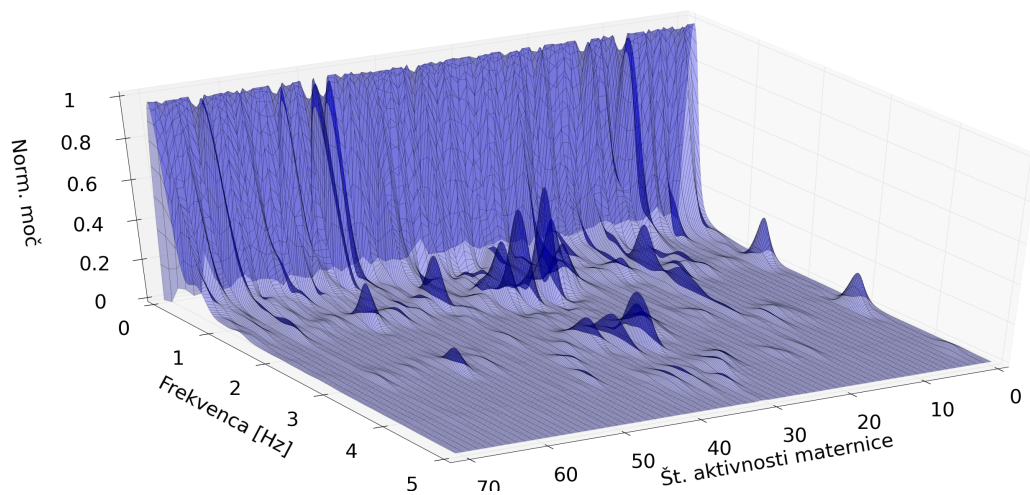
V dodatku B.2 so prikazane frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti terminskih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.

Grafična primerjava močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti

Sliki 3.24, 3.25 prikazujeta zglajene normalizirane spektrograme vseh popadkov terminskih porodov. V okolici 0,15 Hz, 1,5 Hz in 3 Hz opazimo veliko število izrazitih vrhov. Nekaj manj izrazitih vrhov se pojavi tudi okoli 4 Hz. V okolici 2 Hz opazimo vrh za katera predvidevamo, da se navezuje na srčni utrip otroka. Vrhovi močnostnih spektrov popadkov terminskih porodov so izrazitejši od vrhov močnostnih spektrov popadkov prezgodnjih porodov.

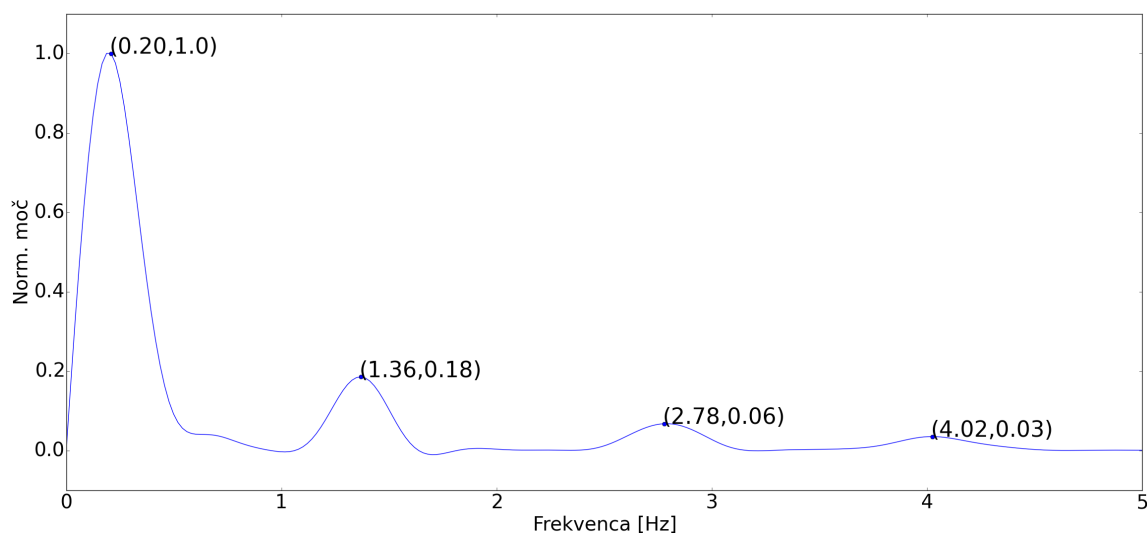


Slika 3.24: Normalizirani močnostni spektri popadkov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

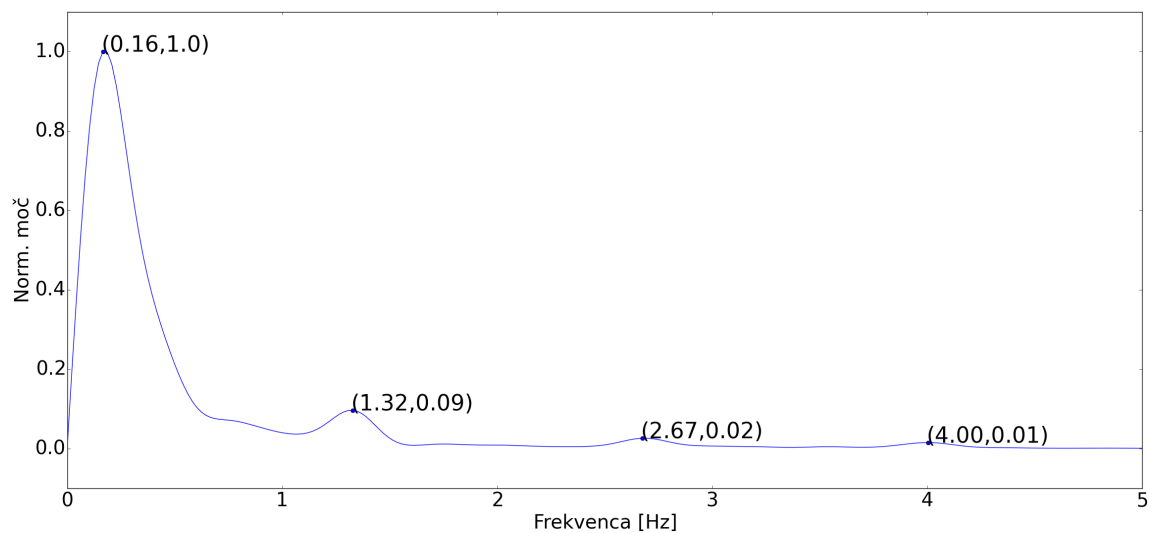


Slika 3.25: Normalizirani močnostni spektri popadkov. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

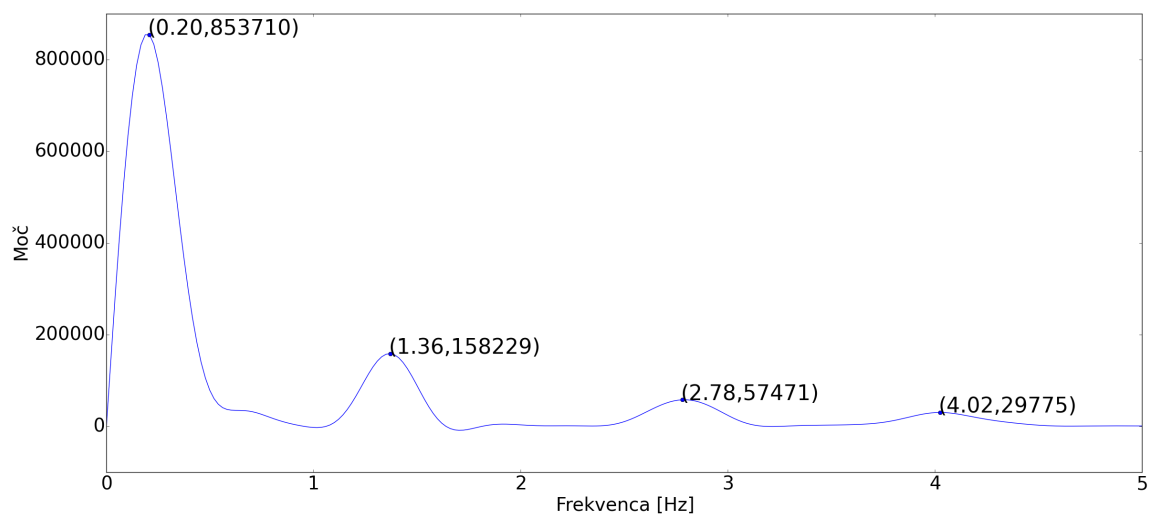
Sliki 3.26, 3.27 prikazujeta normalizirana močnostna spektra popadkov iz slik 3.28 in 3.29. Na omenjenih spektrogramih popadkov opazimo nižje vrhove v okolici 1,3 Hz, 2,7 Hz in 4 Hz. Frekvence vrhov spektrograma popadka so 0,20 Hz, 1,36 Hz, 2,78 Hz in 4,02 Hz (slika 3.26). Pri deljenju frekvence vrha močnostnega spektra popadka s frekvencami nižjih vrhov dobimo količnike 6,8, 13,9 in 20,1. Opazimo, da se zaporedna količnika razlikujeta za približno vrednost prvega količnika. Podobno opazimo na spektrogramu popadka iz slike 3.27. Vrhovi se pojavijo pri 0,16 Hz, 1,32 Hz, 2,67 Hz in 4,00 Hz. Pri deljenju frekvence vrha močnostnega spektra popadka s frekvencami nižjih vrhov dobimo količnike 8,25, 16,6 in 25. Zaporedna količnika se zopet razlikujeta za približno vrednost prvega količnika.



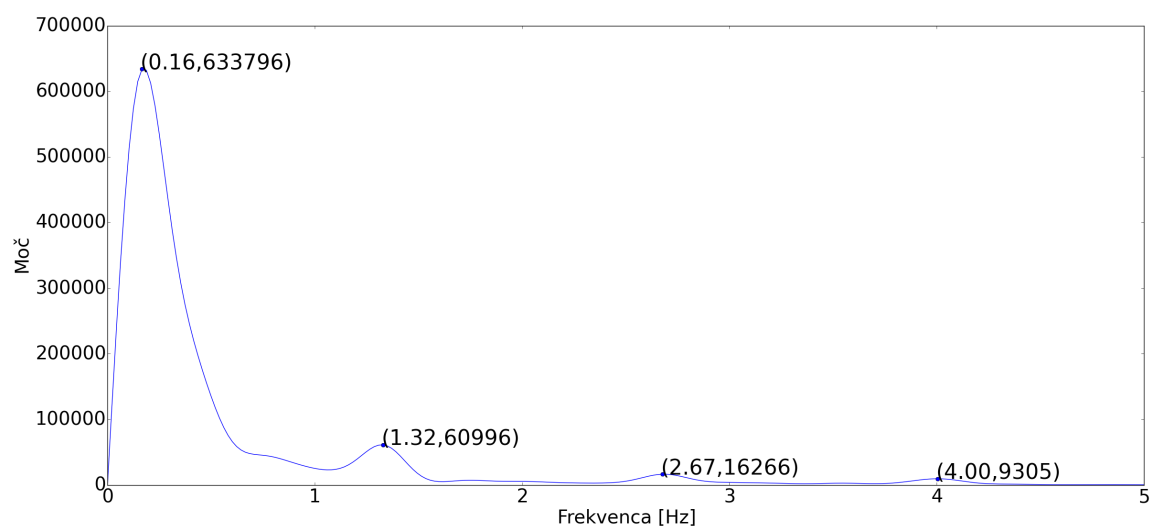
Slika 3.26: Normalizirani močnostni spekter popadka terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.27: Normalizirani močnostni spekter popadka terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

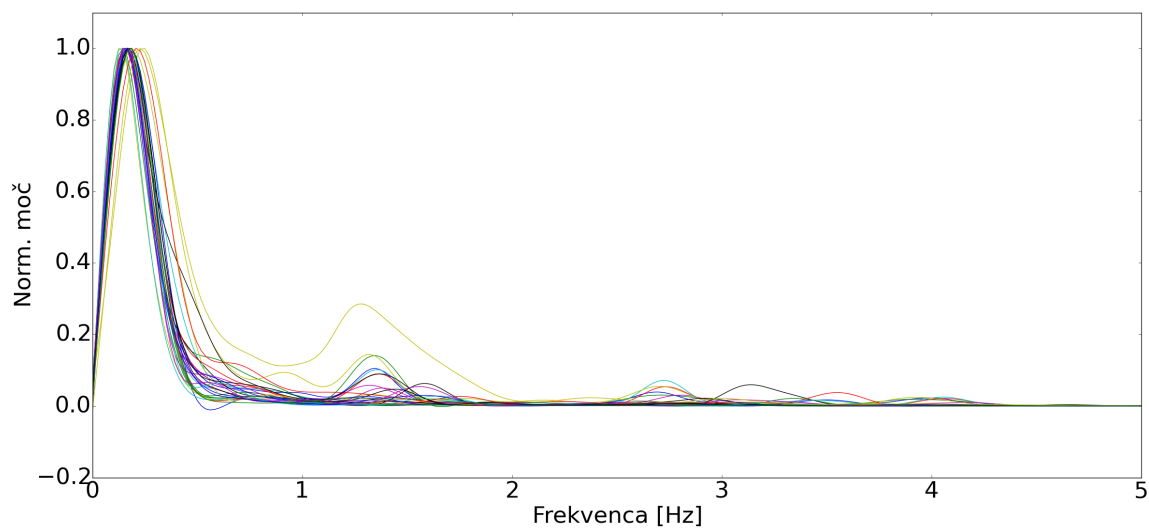


Slika 3.28: Močnostni spekter popadka terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

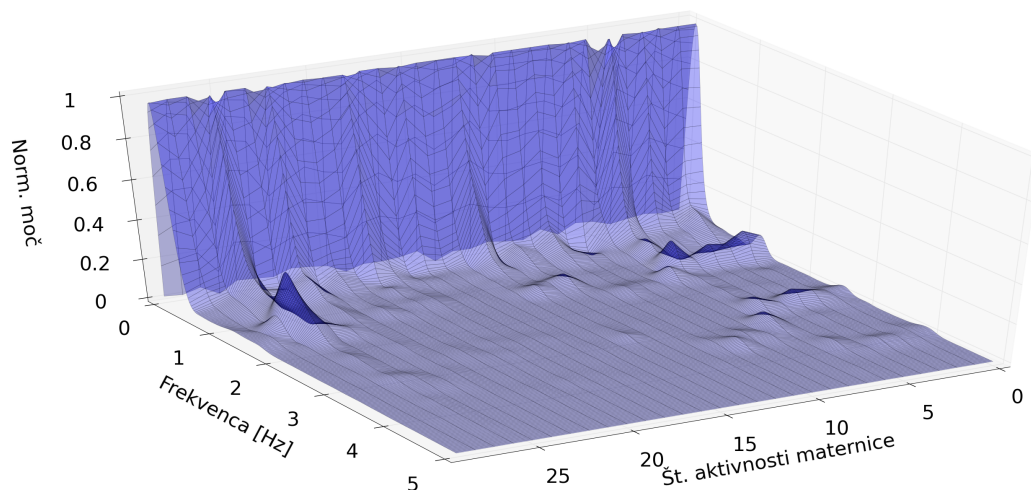


Slika 3.29: Močnostni spekter popadka termiskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

Na normaliziranih spektrogramih drugih aktivnosti termiskih porodov opazimo vrhove v okolici 0,15 Hz, 1,3 Hz in 2,7 Hz (sliki 3.30, 3.31). Frekvenčni območji 1,9 Hz–2,6 Hz in 4,2 Hz–5 Hz sta brez vrhov.

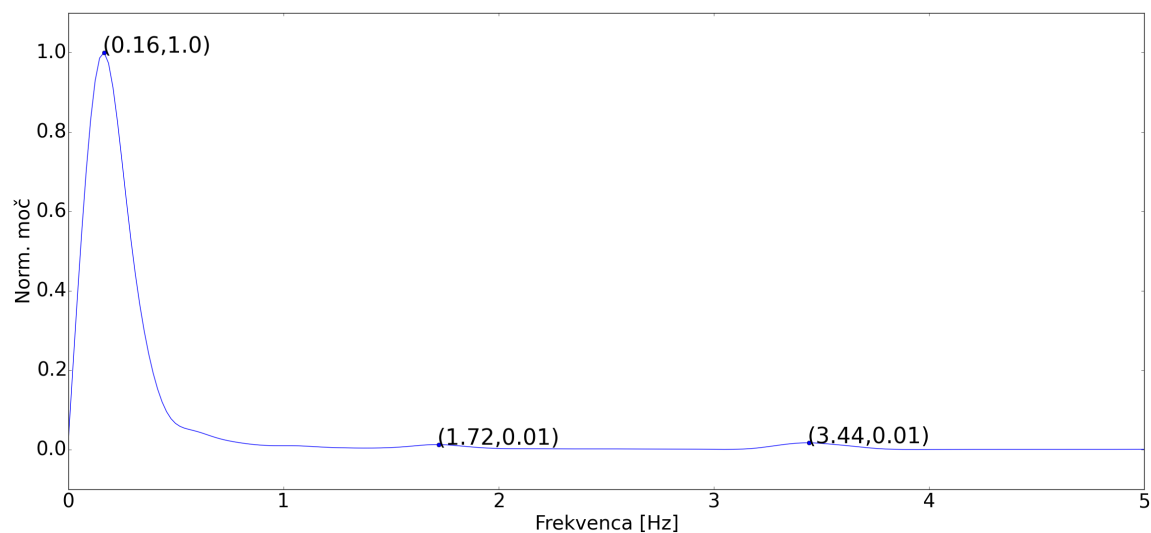


Slika 3.30: Normalizirani močnostni spektri drugih aktivnosti maternice. Izračunani so bili na signalu iz prvega kanala filtriranjem z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

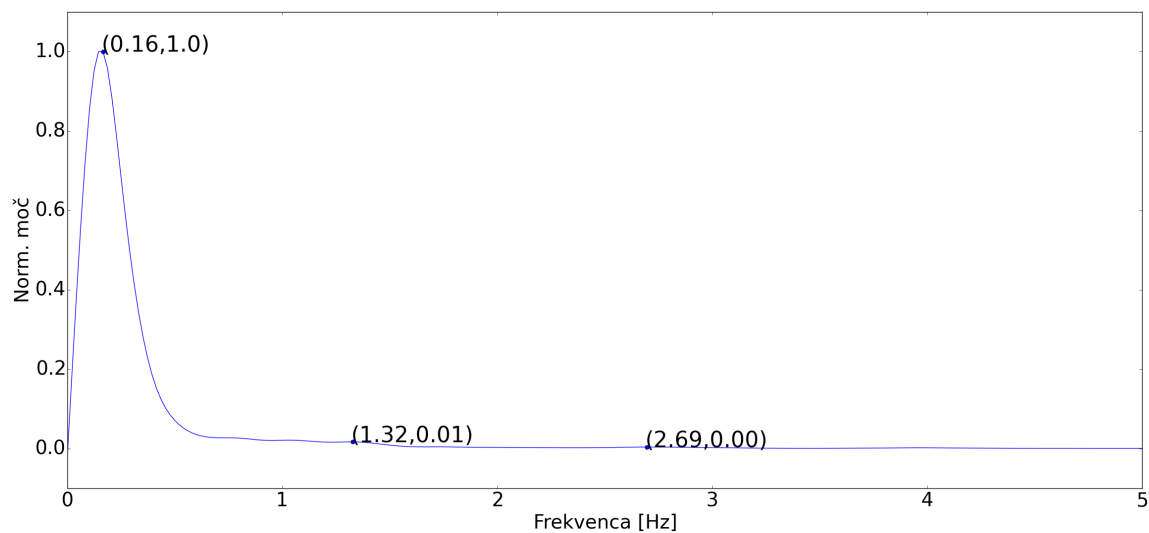


Slika 3.31: Normalizirani močnostni spektri drugih aktivnosti maternice. Izračunani so bili na signalih iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

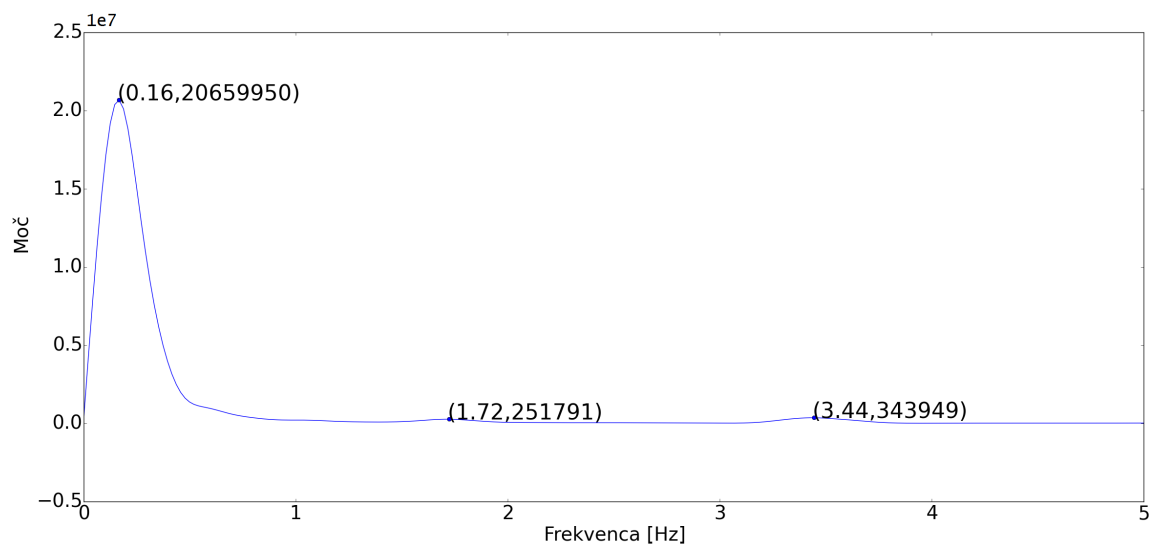
Sliki 3.32, 3.33 prikazujeta normalizirana močnostna spektra druge aktivnosti iz slik 3.34 in 3.35. Na spektrogramih drugih aktivnosti ne opazimo izrazitih vrhov pri višjih frekvencah.



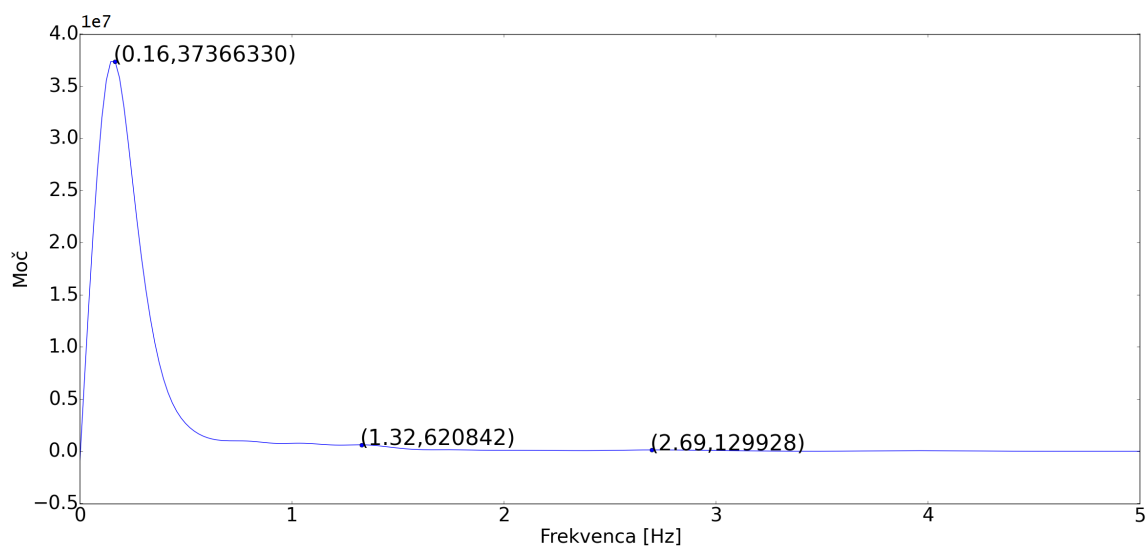
Slika 3.32: Normalizirani močnostni spekter druge aktivnosti termiskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.33: Normalizirani močnostni spekter druge aktivnosti terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

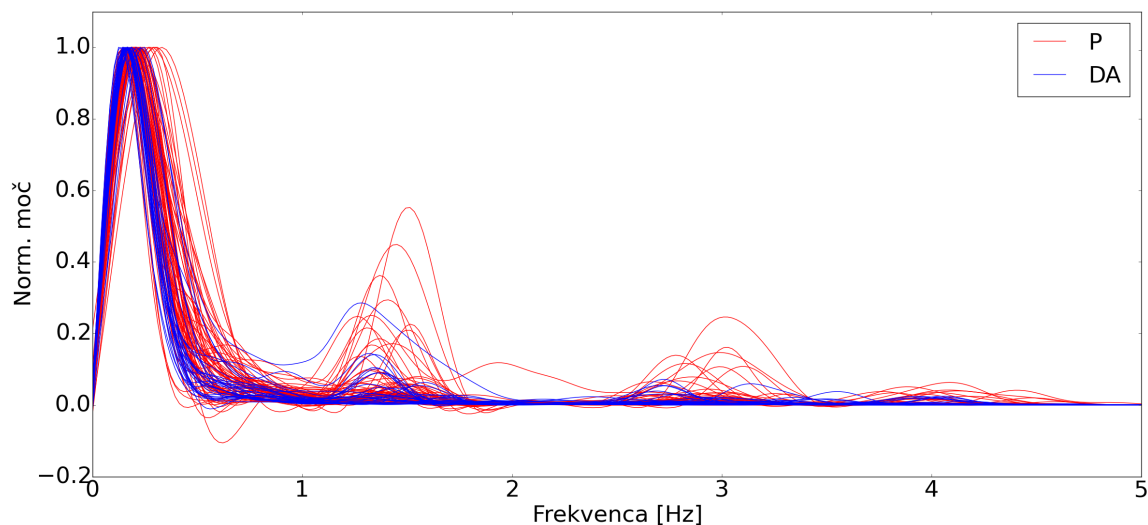


Slika 3.34: Močnostni spekter druge aktivnosti terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.35: Močnostni spekter druge aktivnosti terminskega poroda pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

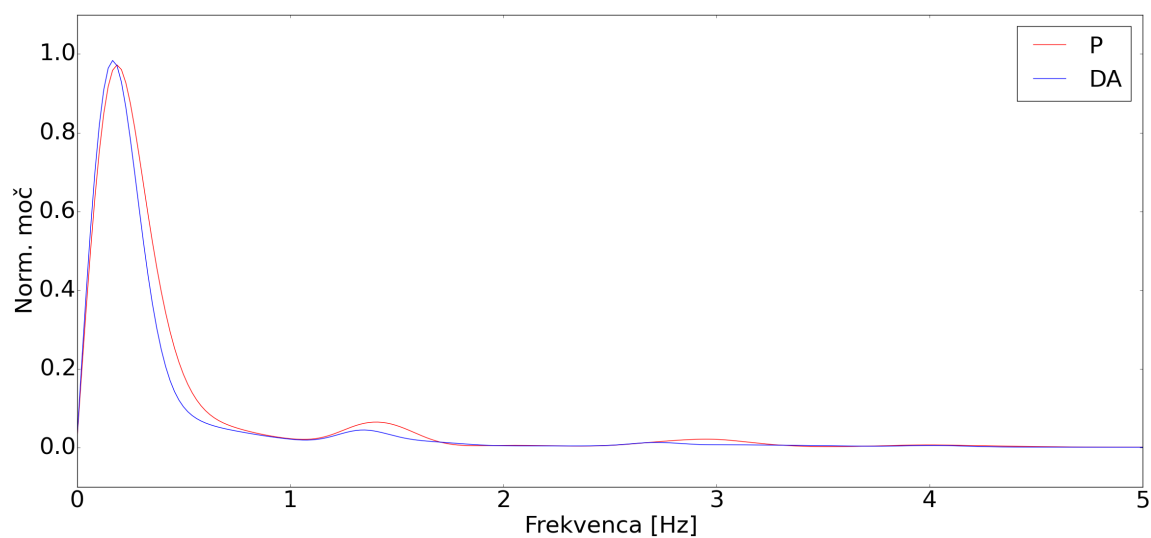
Slika 3.36 prikazuje spektrograme popadkov in drugih aktivnosti. Vrhovi spektrogramov popadkov pri višjih frekvencah so vidno izrazitejši od vrhov spektrogramov drugih aktivnosti.



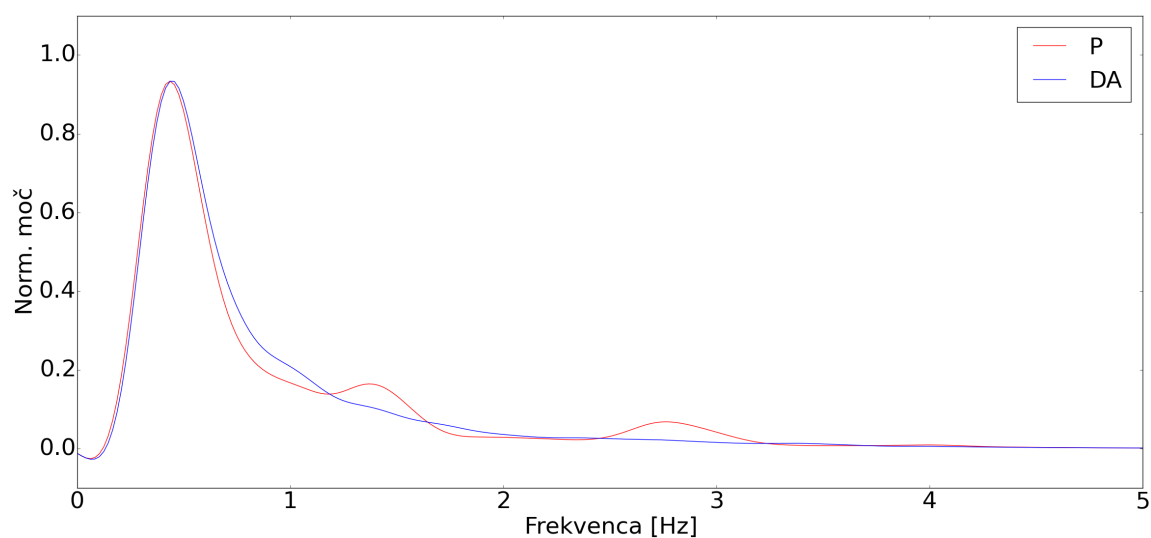
Slika 3.36: Normalizirani močnostni spektri popadkov P in drugih aktivnosti maternice DA terminskih porodov.

Na sliki povprečnih normaliziranih spektrogramih popadkov in drugih aktivnosti maternice terminskih porodov ne opazimo izrazitih razlik (slika 3.37). Če spodnjo mejo Butterworth filtra dvignemo na 0,3 Hz (slika 3.38), opazimo vidne razlike v povprečnem spektrogramu popadkov in drugih aktivnosti. Na povprečnem spektrogramu popadkov sta opazna nižja vrhova pri frekvencah 1,4 Hz in 2,8 Hz. Na povprečnem spektrogramu drugih aktivnosti vrhov pri višjih frekvencah ne opazimo.

V dodatku B.3 so prikazani povprečni spektrogrami električnih aktivosti maternice terminskih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.



Slika 3.37: Povprečna normalizirana spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



Slika 3.38: Povprečna normalizirana spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.

3.1.2 Avtomatska detekcija električnih aktivnosti maternice

3.1.2.1 Ocenjevanje zmogljivosti detektorja

Tabele 3.4, 3.5 in 3.6 prikazujejo zmogljivost detektorja na signalih EHG iz vseh treh kanalov. Prvi stolpec tabele vsebuje vrednosti, ki določajo velikost drsečega okna pri izračunu moči signala. Vrednosti a , b , c v tretjem stolpcu so atributi filtra za poudarjanje električne aktivnosti maternice $Hd(Z) = \left(\frac{(1-Z^{-a})(1-Z^{-b})}{1-Z^{-c}} \right)^2$. Indeks meje določa višino detekcijskega praga (slika 2.10). Občutljivost in pozitivna napovedljivost predstavljata povprečni mer zmogljivosti detektorja na vseh signalih EHG.

Najboljšo zmogljivost detektorja smo dosegli pri detekciji električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz prvega kanala. Dosegli smo 80,2 % občutljivost in 76,1 % pozitivno napovedljivost detektorja. To zmogljivost smo dosegli pri detekciji signalov filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz. Drseče okno za izračun moči signala je obsegalo 1001 zapis dolg interval.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1001	0,08 Hz–8 Hz	7, 4, 2	1	0,802	0,698
1001	0,08 Hz–4 Hz	7, 4, 2	1	0,802	0,698
1001	0,08 Hz–8 Hz	6, 5, 2	1	0,808	0,686
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 5, 2	1	0,808	0,686
1201	0,08 Hz–4 Hz	7, 4, 2	1	0,785	0,676
1201	0,08 Hz–8 Hz	7, 4, 2	1	0,781	0,676
1201	0,08 Hz–8 Hz	6, 5, 2	1	0,769	0,677
1201	0,08 Hz–4 Hz	6, 5, 2	1	0,763	0,669
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 3, 2	1	0,780	0,645
1001	0,08 Hz–8 Hz	6, 3, 2	1	0,780	0,644

Tabela 3.4: Zmogljivost detektorja električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz prvega kanala.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1201	0,3 Hz–4 Hz	6, 5, 2	1	0,633	0,611
1201	0,3 Hz–8 Hz	6, 5, 2	1	0,612	0,617
1201	0,3 Hz–5 Hz	6, 5, 2	1	0,612	0,614
1201	0,3 Hz–6 Hz	6, 5, 2	1	0,612	0,606
1001	0,3 Hz–3 Hz	6, 4, 2	1	0,628	0,589
1001	0,3 Hz–4 Hz	7, 6, 2	1	0,645	0,571
1001	0,3 Hz–6 Hz	7, 6, 2	1	0,642	0,572
1201	0,3 Hz–5 Hz	7, 4, 2	1	0,641	0,572
1201	0,3 Hz–3 Hz	7, 4, 2	1	0,641	0,572
1201	0,3 Hz–6 Hz	7, 4, 2	1	0,641	0,571

Tabela 3.5: Zmogljivost detektorja električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz drugega kanala.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1201	0,3 Hz–3 Hz	4, 4, 2	1	0,645	0,553
1201	0,3 Hz–5 Hz	6, 4, 2	1	0,606	0,587
1401	0,3 Hz–3 Hz	4, 4, 2	1	0,606	0,586
1001	0,3 Hz–5 Hz	4, 4, 2	1	0,673	0,515
1201	0,3 Hz–6 Hz	6, 4, 2	1	0,602	0,585
1401	0,3 Hz–5 Hz	4, 4, 2	1	0,605	0,577
1201	0,3 Hz–4 Hz	6, 4, 2	1	0,605	0,577
1201	0,3 Hz–8 Hz	4, 4, 2	1	0,651	0,529
1201	0,3 Hz–3 Hz	6, 4, 2	1	0,601	0,577
1201	0,08 Hz–4 Hz	6, 3, 2	2	0,588	0,590

Tabela 3.6: Zmogljivost detektorja električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz tretjega kanala.

Množica električnih aktivnosti posnetkov s tokogramom vsebuje 108 epizod popadkov in 37 epizod drugih aktivnosti. Kriterijem ujemanja referenčnih in analizatorjevih epizod je zadostilo 110 z detektorjem odkritih električnih aktivnosti maternice. Na signalih EHG množice posnetkov s tokogramom je detektor odkril 155 epizod aktivnosti, izmed katerih kriterijem ujemanja ni zadostilo 48 dogodkov. Z najboljšim detektorjem smo dosegli 75,8 % občutljivost in 69,0 % pozitivno napovedljivost. Rezultat mer zmogljivosti detektorja električnih aktivnosti je zelo dober približek mer zmogljivosti detektorja celotne povprečne statistike.

		Analizator				Analizator	
		D	ND			D	ND
Referenca	D	110	35	Referenca	D	107	-
	ND	-	-		ND	48	-

Tabela 3.7: Posebna metrika ocenjevanja zmogljivosti detektorja električnih aktivnosti maternice.

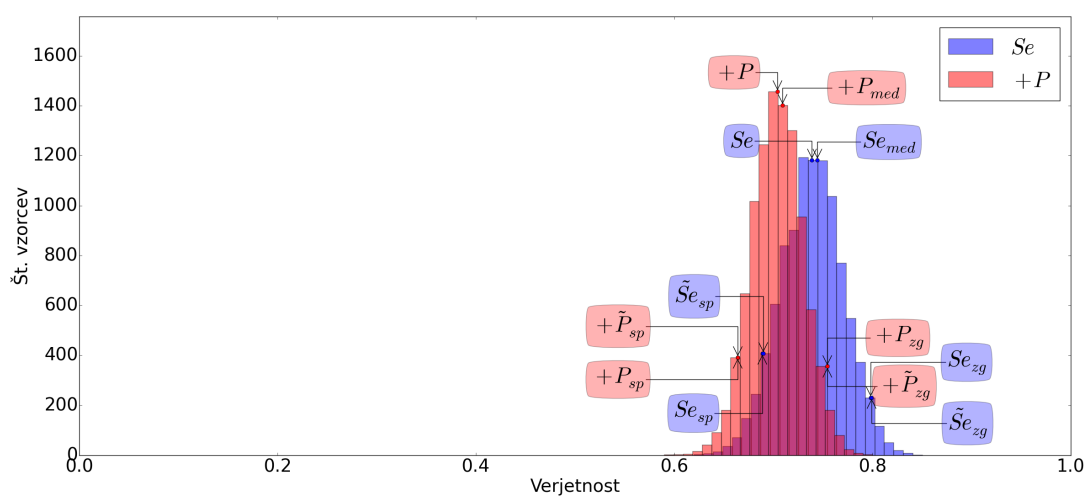
3.1.2.2 Napovedovanje zmogljivosti detektorja v klinični praksi

Občutljivost pri celotni skupni statistiki detektorja znaša 73,8 %, pozitivna napovedljivost pa 70,3 %. Detektor je robusten. Robustnost občutljivosti R_{Se} znaša 88,8 %, robustnost pozitivne napovedljivosti R_{+P} pa 90,9 %. Visok delež robustnosti je vzrok ozkega razpona občutljivosti in pozitivne napovedljivosti (slika 3.39). Ostale mere zmogljivosti detektorja so vidne v tabeli 3.8.

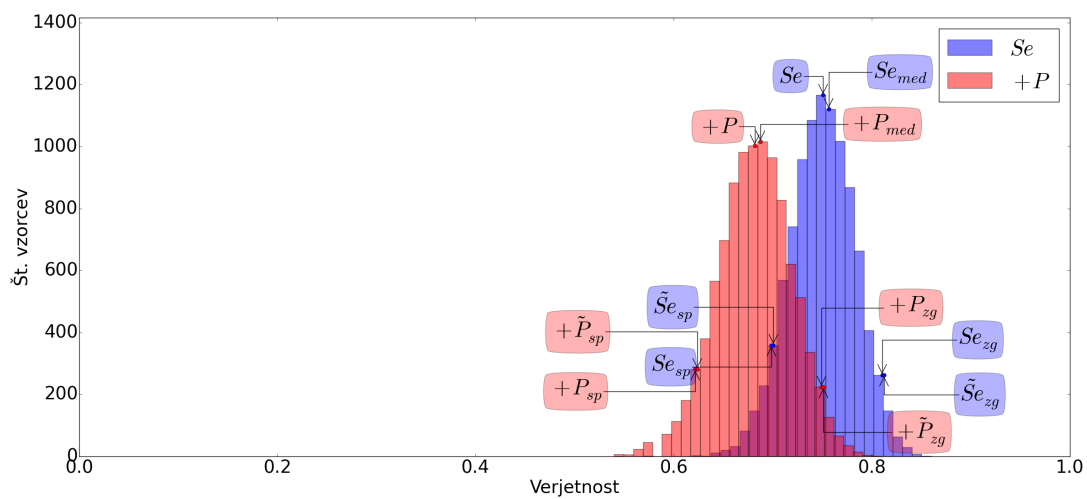
Pri celotni povprečni statistiki smo dosegli 75,0 % občutljivost in 68,2 % pozitivno napovedljivost. Detektor je robusten, saj robustnost občutljivosti R_{Se} znaša 88,7 %, robustnost pozitivne napovedljivosti R_{+P} pa 87,4 %. Frekvenčna histograma občutljivosti in pozitivne napovedljivosti skupne povprečne statistike detektorja sta vidna na sliki 3.40.

–	CSS	CPS
R_{Se}	0,888	0,887
R_{+P}	0,909	0,874
\tilde{Se}_{sp}	0,688	0,700
Se_{sp}	0,686	0,697
Se_{med}	0,744	0,756
Se	0,738	0,750
\tilde{Se}_{zg}	0,800	0,813
Se_{zg}	0,798	0,810
$+\tilde{P}_{sp}$	0,663	0,625
$+P_{sp}$	0,662	0,622
$+P_{med}$	0,708	0,688
$+P$	0,703	0,682
$+\tilde{P}_{zg}$	0,754	0,752
$+P_{zg}$	0,754	0,748

Tabela 3.8: Mere zmogljivosti detektorja celotne skupne statistike (CSS) in celotne povprečne statistike (CPS).



Slika 3.39: Celotna skupna statistika detektorja električnih aktivnosti maternice.



Slika 3.40: Celotna povprečna statistika detektorja električnih aktivnosti maternice.

3.1.3 Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice

3.1.3.1 Ocenjevanje zmogljivosti klasifikatorja

V raziskavi smo se omejili na klasifikacijo električnih aktivnosti maternice v popadke in druge aktivnosti. Zajetih smo imeli 108 popadkov in 37 drugih aktivnosti. Zmogljivost klasifikatorja smo ocenili z občutljivostjo in specifičnostjo.

Največjo zmogljivost klasifikatorja lahko preverimo s klasifikacijo vzorcev (električne aktivnosti maternice) iz učne množice. To zmogljivost smatramo kot najboljšo zgornjo mejo uspešnosti klasifikatorja pri klasifikaciji še neznanih vzorcev. Učna množica je vsebovala ročno določene epizode električnih aktivnosti maternice.

Najslabšo zmogljivost na učni množici smo dosegli pri uporabi kvadratne diskriminantne analize. Ta je namreč napačno klasificirala vse popadke iz učne množice. Rezultati naivnega Bayesovega klasifikatorja in linearne diskriminantne analize so bili identični. Vse vzorce iz učne množice sta klasificirala v popadke. Najbolje se je izkazal klasifikator z najbližjimi sosedi. Pri klasifikaciji z enim najbližjim sosedom je klasifikator napačno klasificiral le en popadek in eno drugo aktivnost. Klasifikator z dvema in klasifikator s tremi najbližjimi sosedi sta bila manj uspešna v primerjavi s klasifikatorjem z enim najbližjim sosedom. Rezultati zmogljivosti klasifikatorjev na učni množici so prikazani v tabelah 3.9 in 3.10.

Klasifikator	Se	Sp	$(Se + Sp)/2$
Naivni Bayes	1	0	0,5
LDA	1	0	0,5
QDA	0	1	0,5
KNN, n=1	0,991	0,973	0,982
KNN, n=2	0,833	1	0,917
KNN, n=3	0,963	0,567	0,765

Tabela 3.9: Mere zmogljivosti klasifikatorjev električnih aktivnosti maternice na učni množici.

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	108	0
	EA	37	0

Naivni Bayes

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	108	0
	EA	37	0

LDA

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	0	108
	EA	0	37

QDA

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	107	1
	EA	1	36

KNN, n=1

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	90	18
	EA	0	37

KNN, n=2

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	104	4
	EA	16	21

KNN, n=3

Tabela 3.10: Zmožljivosti klasifikatorjev električnih aktivnosti maternice na učni množici.

Z detektorjem smo odkrili epizode električnih aktivnosti maternice in jih klasificirali. S klasifikatorjem najbližjega sosedu smo dosegli 56,4 % občutljivost in 23,6 % specifičnost. Rezultati so bistveno slabši kot na učni množici. Epizode električnih aktivnosti maternice odkritih z detektorjem ne obsegajo enako širokega časovnega intervala kot epizode ročno določenih električnih aktivnosti. S tem se spremeni močnostni spekter, mediana frekvenc drugih aktivnosti pa se približa mediani frekvenc popadkov.

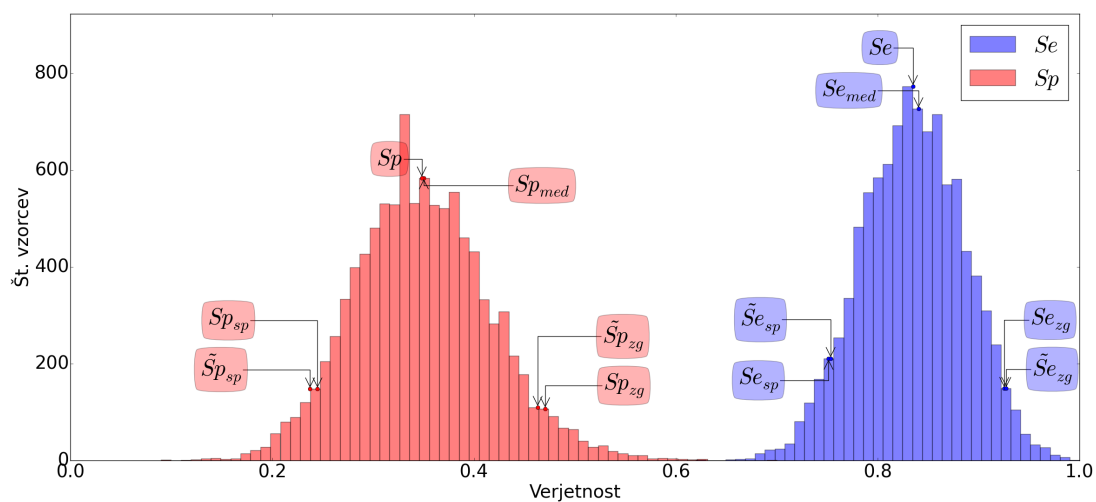
3.1.3.2 Napovedovanje uspešnosti klasifikatorja v klinični praksi

Pri klasifikaciji električnih aktivnosti maternice naključno izbranega posnetka pričakujemo 83,5 % občutljivost in 34,9 % specifičnost. Pri celotni skupni statistiki se je klasifikator izkazal za robustnega. Robustnost občutljivosti R_{Se} znaša 82,7 %, robustnost specifičnosti R_{Sp} pa 77,5 %. Ostale napovedi vrednosti mer zmožljivosti klasifikatorja v klinični praksi so prikazane v tabeli 3.11. Frekvenčna histograma občutljivosti in specifičnosti celotne skupne statistike klasifikatorja sta vidna na sliki 3.41.

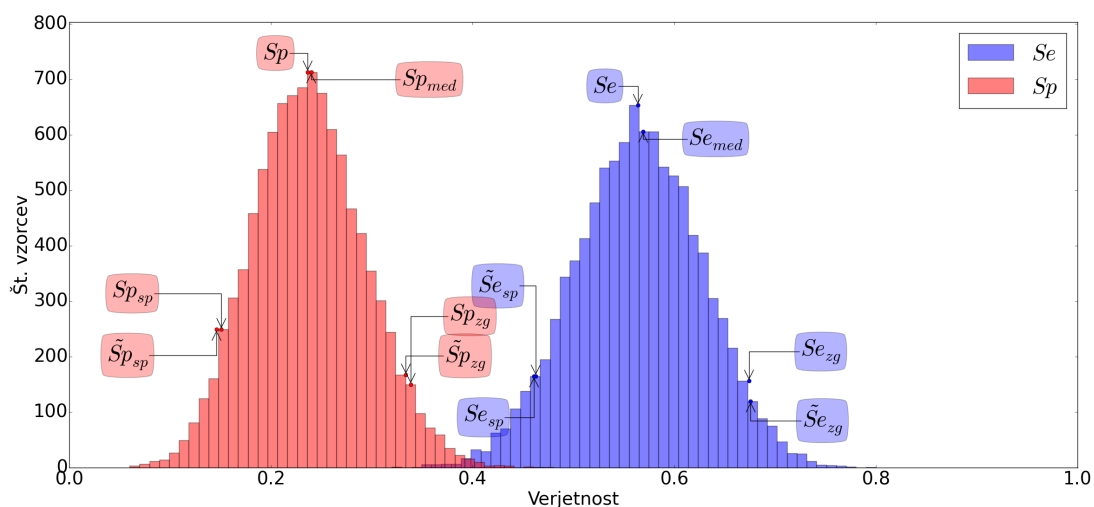
Pri celotni povprečni statistiki klasifikatorja smo dosegli 56,4 % občutljivost in 23,6 % specifičnost. Klasifikator se je izkazal za robustnega, saj robustnost občutljivosti R_{Se} znaša 78,3 %, robustnost specifičnosti R_{Sp} pa 80,9 %. Slika 3.42 prikazuje frekvenčna histograma občutljivosti in specifičnosti celotne povprečne statistike klasifikatorja električnih aktivnosti maternice.

–	CSS	CPS
R_{Se}	0,827	0,783
R_{Sp}	0,775	0,809
$\tilde{S}e_{Sp}$	0,754	0,461
Se_{Sp}	0,754	0,459
Se_{med}	0,841	0,569
Se	0,835	0,564
$\tilde{S}e_{zg}$	0,928	0,677
Se_{zg}	0,925	0,675
$\tilde{S}p_{sp}$	0,238	0,143
Sp_{sp}	0,246	0,150
Sp_{med}	0,351	0,239
Sp	0,349	0,236
$\tilde{S}p_{zg}$	0,464	0,334
Sp_{zg}	0,472	0,341

Tabela 3.11: Mere zmogljivosti klasifikatorja električnih aktivnosti maternice.



Slika 3.41: Celotna skupna statistika klasifikatorja električnih aktivnosti maternice.



Slika 3.42: Celotna povprečna statistika klasifikatorja električnih aktivnosti maternice.

3.2 Množica posnetkov brez tokograma

3.2.1 Karakterizacija električnih aktivnosti maternice

Najmanjše razlike med medianami frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice smo opazili pri uporabi filtra z mejnimi frekvecami 0,08 Hz–4 Hz. Razlika v mediani median popadkov in drugih aktivnosti je pri uporabi omenjenega filtra po različnih kanalih v povprečju znašala le 0,02 Hz. Najizrazitejšo razliko v medianah frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice smo opazili pri uporabi filtrov z mejnimi frekvecami 0,3 Hz–3 Hz in 0,3 Hz–4 Hz. Mediani median popadkov in drugih aktivnosti sta se razlikovali največ kar za 0,07 Hz. Ostale razlike v medianah median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice so podane v tabeli 3.12.

Filter	Kanal	Mediana P	Mediana DA	Razlika
0,08 Hz–4 Hz	1	0,15	0,13	0,02
	2	0,14	0,13	0,01
	3	0,15	0,12	0,03
0,3 Hz–3 Hz	1	0,50	0,43	0,07
	2	0,44	0,40	0,04
	3	0,46	0,40	0,06
0,3 Hz–4 Hz	1	0,54	0,53	0,01
	2	0,46	0,41	0,05
	3	0,48	0,41	0,07

Tabela 3.12: Mediane median frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti v Hz pri uporabi različnih Butterworth filtrov.

Pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz na signalih iz drugega kanala sta mediani frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti enaki. Na signalih iz prvega in tretjega kanala se mediani frekvenc vrhov pri uporabi omenjenega filtra razlikujeta le za 0,01 Hz. Največja razlika v medianah frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice nastopa pri uporabi filtrov z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz in 0,3 Hz–4 Hz ter znaša 0,02 Hz. Ostale razlike v medianah frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti so podane v tabeli 3.13.

Filter	Kanal	Mediana P	Mediana DA	Razlika
0,08 Hz–4 Hz	1	0,14	0,13	0,01
	2	0,12	0,12	0,00
	3	0,13	0,12	0,01
0,3 Hz–3 Hz	1	0,36	0,34	0,02
	2	0,36	0,35	0,01
	3	0,36	0,34	0,02
0,3 Hz–4 Hz	1	0,36	0,34	0,02
	2	0,36	0,34	0,02
	3	0,36	0,34	0,02

Tabela 3.13: Mediane frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti v Hz pri uporabi različnih Butterworth filtrov.

Analizi median frekvenc in frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice na posnetkih brez tokograma, prikazujeta podobne rezultate kot analizi na množici posnetkov s tokogramom. Razlike med medianami frekvenc vrhov so manjše od razlik med medianami median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice.

Z enosmerno analizo variance ANOVA smo primerjali mediane frekvenc in frekvenc vrhov električnih aktivnosti maternice. Največjo verjetnost razlikovanja med popadki in drugimi aktivnostmi na osnovi median frekvenc močnostnih spektrov smo dosegli na signalih iz drugega kanala pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz. Verjetnost ločevanja med električnimi aktivnostmi maternice znaša 99,6 %. Največjo verjetnost ločevanja med popadki in drugimi aktivnostmi na osnovi frekvenc vrhov smo dosegli na signalih iz drugega kanala z uporabo Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz in znaša 94,9 % (tabela 3.14).

Filter	Kanal	p_1	p_2
0,08 Hz–4 Hz	1	0,334	0,322
	2	0,756	0,450
	3	0,536	0,019
0,3 Hz–3 Hz	1	0,930	0,866
	2	0,995	0,949
	3	0,964	0,877
0,3 Hz–4 Hz	1	0,341	0,616
	2	0,996	0,935
	3	0,965	0,944

Tabela 3.14: Statistična primerjava median frekvenc in frekvenc vrhov električnih aktivnosti maternice z enosmerno analizo variance ANOVA. Vrednost p_1 označuje verjetnost, da lahko ločujemo med popadki in drugimi aktivnostmi maternice na osnovi median frekvenc, vrednost p_2 pa verjetnost, da lahko razlikujemo na osnovi frekvenc vrhov močnostnih spektrov.

Pri spodaj navedenih analizah smo se omejili na analizo signalov EHG iz drugega kanala filtriranega z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami od 0,3 Hz–3 Hz. Analiza ANOVA pri uporabi tega filtra namreč napoveduje največjo verjetnost ločevanja med električnimi aktivnostmi maternice.

Analiza median močnostnih spektrov popadkov

Interval frekvenc na katerem se nahaja večina median frekvenc močnostnih spektrov popadkov sega od 0,32 Hz do 0,69 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,37 Hz. Na sliki 3.43 opazimo pet median frekvenc, ki se pojavijo izven tega frekvenčnega območja. Mediana median frekvenc močnostnih spektrov popadkov znaša 0,44 Hz.

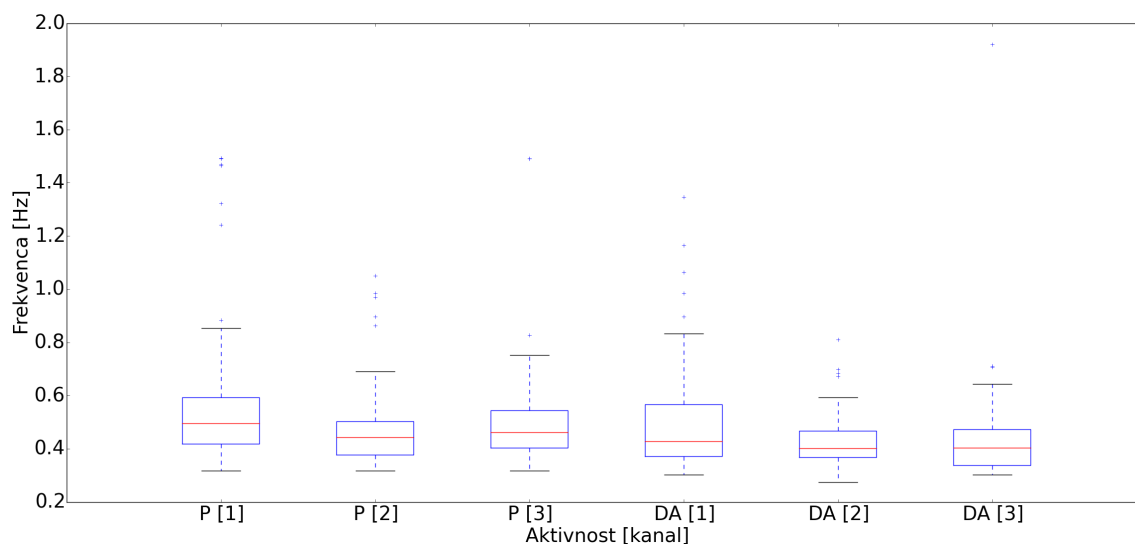
Analiza median močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se nahajajo mediane frekvenc močnostnih spektrov drugih aktivnosti maternice sega od 0,27 Hz do 0,59 Hz in obsega frekvenčno območje

širine 0,32 Hz (slika 3.43). Izven tega frekvenčnega območja se pojavijo štiri mediane frekvenc močnostnih spektrov. Mediana median frekvenc močnostnih spektrov drugih aktivnosti znaša 0,40 Hz in je za 0,04 Hz nižja od mediane median močnostnih spektrov popadkov.

Interval median frekvenc močnostnih spektrov drugih aktivnosti je v primerjavi z intervalom median frekvenc močnostnih spektrov popadkov ožji za 0,05 Hz. Delež prekrivanja intervalov median frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti znaša 73,0 %.

V dodatku C.1 so prikazane mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti maternice prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.



Slika 3.43: Mediane frekvenc močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov

Interval frekvenc na katerem se pojavi večina frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov sega od 0,26 Hz do 0,50 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,24 Hz. Štiri frekvence vrhov se pojavijo izven tega območja, izmed katerih se tri pojavijo v okolici 1,5 Hz. Te frekvence so na sliki 3.44 prikazane kot odstopajoče točke. Večje

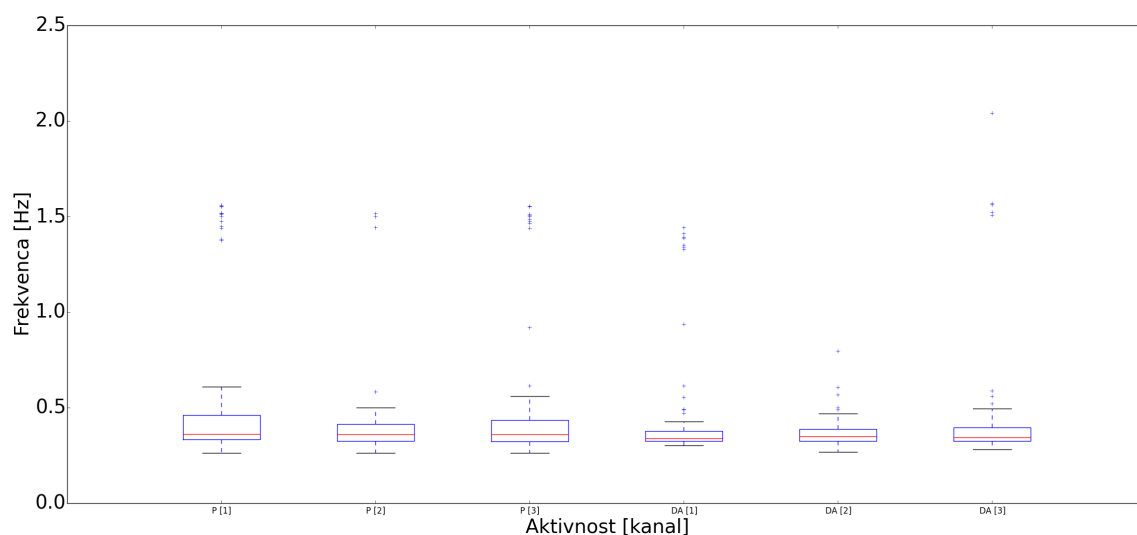
število odstopajočih točk opazimo tudi na signalih iz prvega in tretjega kanala. Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov znaša 0,36 Hz.

Analiza frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti

Interval frekvenc na katerem se nahajajo vrhovi močnostnih spektrov drugih aktivnosti maternice sega od 0,27 Hz do 0,47 Hz in obsega frekvenčno območje širine 0,20 Hz (slika 3.44). Štiri frekvence vrhov se pojavijo izven tega območja. Mediana frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti znaša 0,35 Hz in je za 0,01 Hz manjša od mediane frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov.

Interval frekvenc vrhov močnostnih spektrov drugih aktivnosti je v primerjavi z intervalom frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov ožji za 0,04 Hz. Delež prekrivanja intervalov frekvenc vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti maternice znaša 83,3 %.

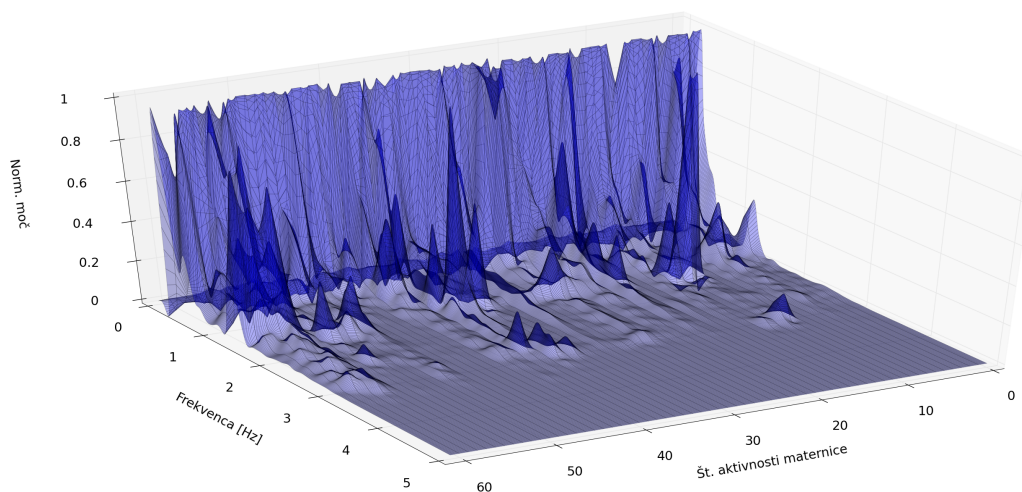
V dodatku C.2 so prikazane frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti maternice prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.



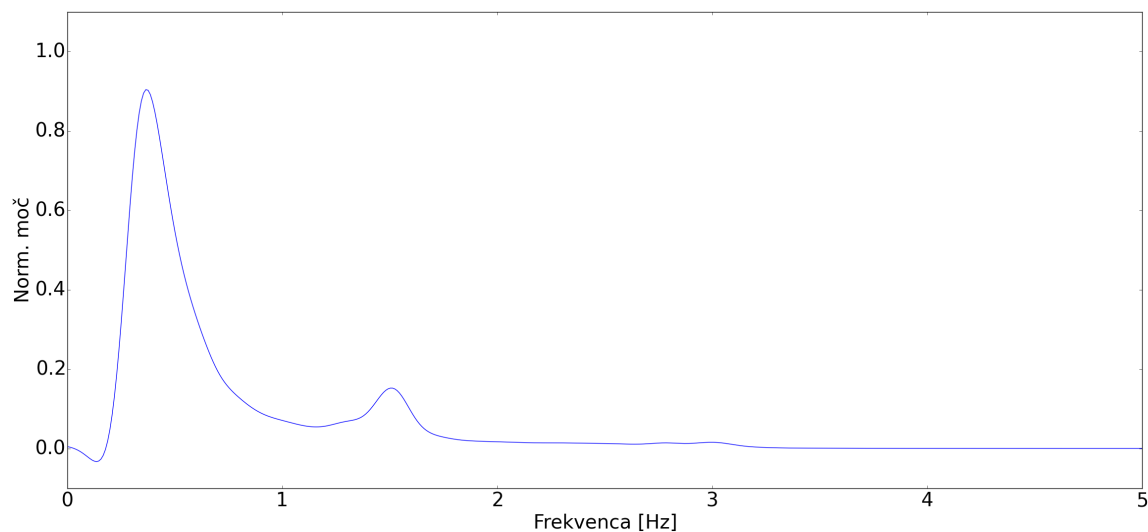
Slika 3.44: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

Grafična primerjava močnostnih spektrov popadkov in drugih aktivnosti

Normalizirani spektrogrami popadkov (slika 3.45) poleg frekvenc vrhov prikazanih na sliki 3.44, prikazujejo še številčne nižje vrhove pri višjih frekvencah. Vrhove opazimo v okolici 0,36 Hz, 1,5 Hz in 3,0 Hz. Višina vrhov se niža z višino frekvence. Povprečni spektrogram popadka je prikazan na sliki 3.46.

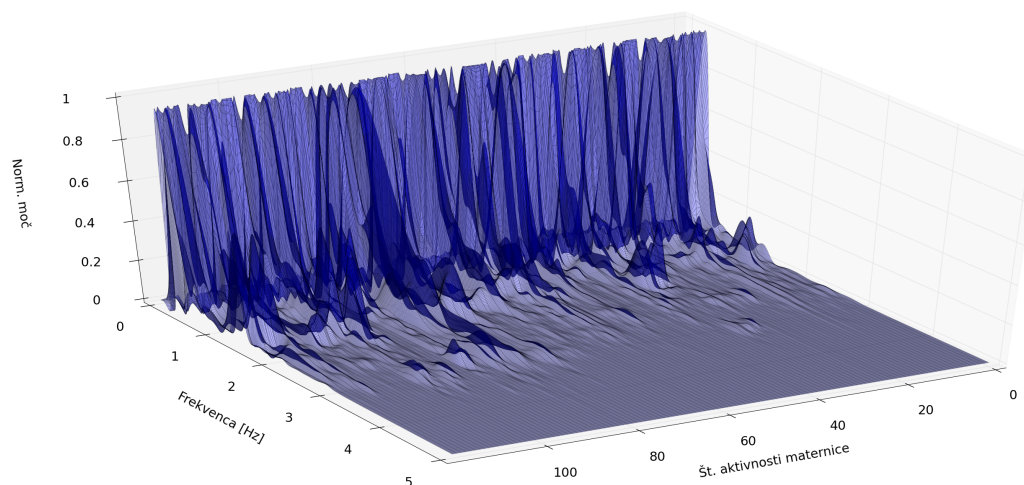


Slika 3.45: Normalizirani močnostni spektri popadkov maternice. Izračunani so bili na signalih iz drugega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

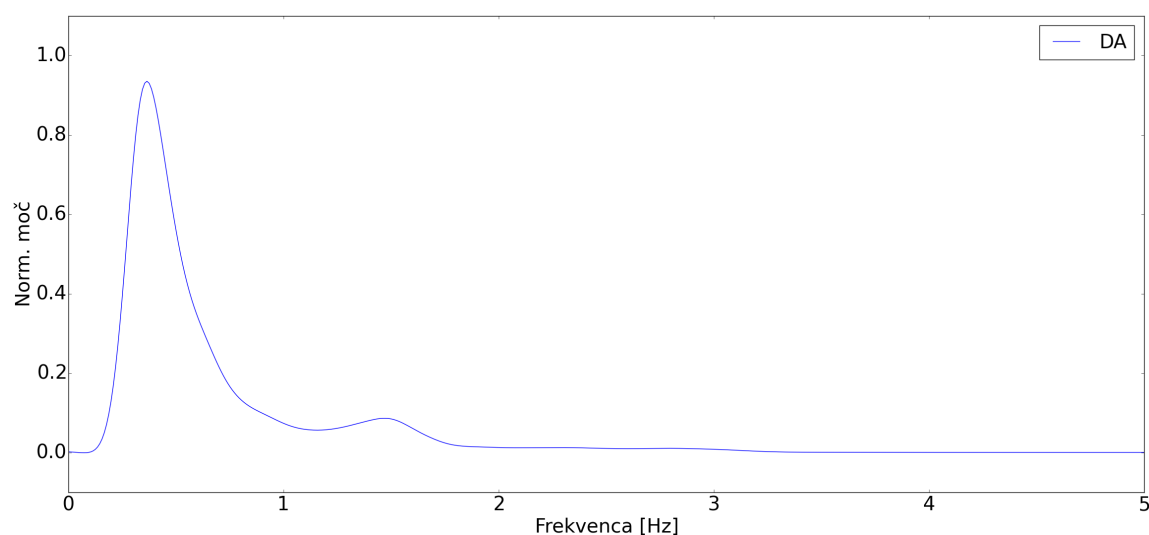


Slika 3.46: Povprečni normaliziran močnostni spekter popadkov. Izračunan je na signalih iz drugega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

Vrhove pri višjih frekvencah opazimo tudi na normaliziranih spektrogramih drugih aktivnosti (slika 3.47). Na povprečnem močnostnem spektru drugih aktivnosti (slika 3.48) opazimo vrhove v okolici 0,35 Hz in 1,5 Hz. Slika vseh normaliziranih spektrogramov drugih aktivnosti prikazuje nekaj nižjih vrhov tudi v okolici 3 Hz. Sklepamo, da ti spektrogrami pripadajo popadkom. Zaradi ročnega določevanja epizod popadkov smo bili izpostavljeni napakam subjektivnega odločanja.



Slika 3.47: Normalizirani močnostni spektri drugih aktivnosti maternice. Izračunani so bili na signalih iz drugega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

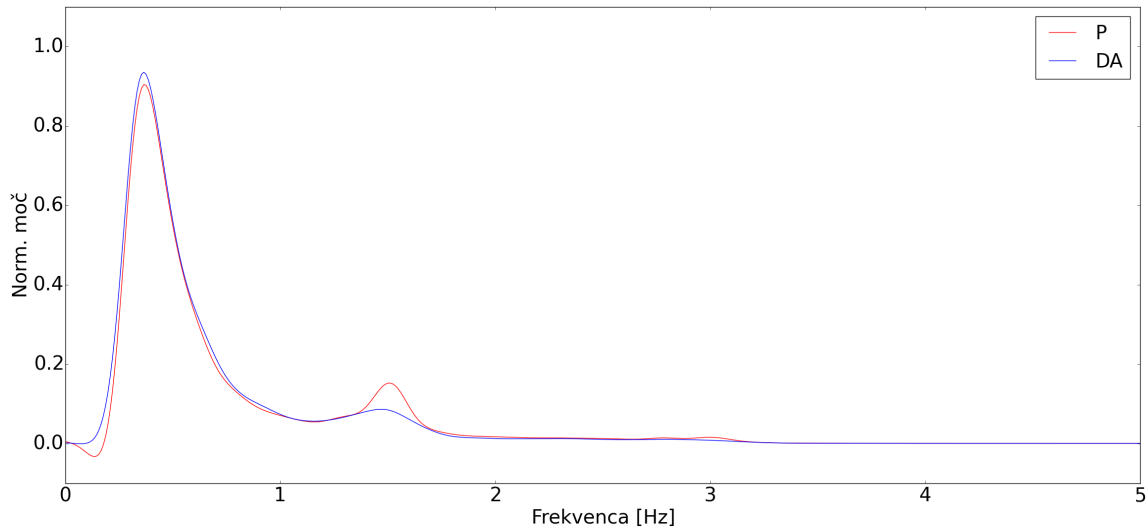


Slika 3.48: Povprečni normaliziran močnostni spekter drugih aktivnosti. Izračunan je na signalih iz drugega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

Ocenjevanje uspešnosti označevanja epizod popadkov

Zanimalo nas je, kako dobro smo označili epizode popadkov. V ta namen smo izračunali RMS (2.4) povprečnega spektrograma popadkov RMS_P in RMS povprečnega spektrograma z detektorjem odkritih drugih aktivnosti RMS_{DA} . S povprečnima spektrogramoma (RMS_P , RMS_{DA}) smo primerjali RMS -je normaliziranih močnostnih spektrov ročno določenih popadkov. V množico resničnih popadkov P smo uvrstili popadke, kjer je bila absolutna razlika med RMS -jem povprečnega spektrograma popadkov in RMS -jem spektrograma izbranega popadka (RMS_{P_i}) manjša od razlike med RMS -jem povprečnega spektrograma drugih aktivnosti in RMS -jem spektrograma izbranega popadka (3.2). V nasprotnem primeru smo popadek uvrstili v množico drugih aktivnosti, saj močnostni spekter izbranega popadka vsebuje značilnosti drugih aktivnosti. Izmed 62 ročno določenih popadkov se je izkazalo, da je resničnih popadkov le 24.

$$P = \{P_i : |RMS_P - RMS_{P_i}| \leq |RMS_{EA} - RMS_{P_i}|\} \quad (3.2)$$



Slika 3.49: Povprečna spektrograma normaliziranih močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti maternice DA pri uporabi Butterworth filtrov z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

V dodatku C.3 so prikazani povprečni spektrogrami električnih aktivnosti maternice prezgodnjih porodov pri uporabi različnih Butterworth filtrov in kanalov.

3.2.2 Avtomatska detekcija električnih aktivnosti maternice

Tabele 3.15, 3.16 in 3.17 prikazujejo zmogljivost detektorja električnih aktivnosti maternice. Najboljšo zmogljivost smo dosegli pri detekciji električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz prvega kanala filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz. Velikost drsečega okna za izračun moči signala je obsegal 1001 zapisov dolg interval. Električne aktivnosti maternice smo poudarili s filtrom s prenosno karakteristiko $Hd(Z) = \left(\frac{1-Z^{-6}}{1-Z^{-2}} (1 - Z^{-3}) \right)^2$.

Občutljivost najzmogljivejšega detektorja električnih aktivnosti maternice je znašala 87,8 %, pozitivna napovedljivost pa 50,7 %.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 3, 2	2	0,878	0,507
1201	0,08 Hz–4 Hz	5, 4, 1	4	0,662	0,712
1201	0,08 Hz–4 Hz	5, 4, 2	2	0,815	0,555
1401	0,08 Hz–4 Hz	6, 3, 1	3	0,777	0,586
1001	0,08 Hz–4 Hz	5, 4, 2	2	0,828	0,530
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 6, 2	2	0,864	0,492
1401	0,08 Hz–4 Hz	5, 4, 1	4	0,683	0,669
1201	0,08 Hz–4 Hz	6, 3, 1	3	0,806	0,545
1201	0,08 Hz–4 Hz	5, 4, 2	3	0,716	0,627
1401	0,08 Hz–4 Hz	5, 5, 1	3	0,773	0,566

Tabela 3.15: Zmogljivost detektorja električnih aktivnosti maternice na signalih EHG iz prvega kanala.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1201	0,3 Hz–3 Hz	5, 4, 1	3	0,679	0,411
1201	0,3 Hz–3 Hz	6, 4, 1	2	0,731	0,337
1201	0,3 Hz–4 Hz	6, 4, 1	2	0,731	0,337
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 5, 1	3	0,654	0,412
1001	0,3 Hz–3 Hz	6, 5, 1	2	0,727	0,335
1001	0,3 Hz–4 Hz	6, 5, 1	2	0,727	0,335
1001	0,3 Hz–4 Hz	6, 4, 1	2	0,725	0,336
1201	0,08 Hz–4 Hz	6, 5, 1	3	0,650	0,408
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 6, 1	3	0,654	0,404
1001	0,08 Hz–4 Hz	5, 5, 1	3	0,651	0,405

Tabela 3.16: Zmogljivost detektorja električnih aktivnosti na signalih EHG iz drugega kanala.

Velikost okna	Filter	a, b, c	Indeks meje	Se	$+P$
1001	0,3 Hz–4 Hz	4, 4, 2	3	0,632	0,420
1001	0,3 Hz–3 Hz	4, 4, 2	3	0,632	0,418
1201	0,3 Hz–3 Hz	4, 3, 1	2	0,634	0,411
1201	0,3 Hz–4 Hz	4, 3, 1	2	0,634	0,402
1001	0,3 Hz–3 Hz	4, 4, 2	2	0,660	0,363
1001	0,3 Hz–4 Hz	4, 4, 2	2	0,660	0,363
1001	0,3 Hz–3 Hz	4, 3, 1	2	0,648	0,373
1401	0,08 Hz–4 Hz	6, 6, 2	4	0,505	0,513
1001	0,3 Hz–4 Hz	4, 3, 1	2	0,648	0,367
1001	0,08 Hz–4 Hz	6, 4, 2	2	0,669	0,345

Tabela 3.17: Zmogljivost detektorja na signalih EHG iz tretjega kanala.

3.2.3 Avtomatska klasifikacija električnih aktivnosti maternice

Na signalih EHG smo ročno označili 62 epizod popadkov. Iz epizod električnih aktivnostih maternice odkritih z detektorjem smo izločili ročno označene epizode popadkov in dobili 93 epizod drugih aktivnosti. Epizode drugih aktivnosti smo odkrili z detektorjem, s katerim smo dosegli najboljše mere zmogljivosti (poglavje 3.2.2). Zmogljivost klasifikatorja smo ocenili z občutljivostjo in specifičnostjo.

Najslabšo zmogljivost klasifikatorja smo dosegli pri uporabi linerane in kvadratne diskriminantne analize. Klasifikatorja LDA in QDA sta vse električne aktivnosti maternice klasificirala kot druge aktivnosti. Naivni Bayesov klasifikator je dobro klasificiral popadke, drugih aktivnosti pa ne. Najbolje se je izkazal klasifikator z najbližjimi sosedi. Pri klasifikaciji z enim najbližjim sosedom je napačno klasificiral le en popadek in dve drugi aktivnosti. Dosegli smo 98,4 % občutljivost in 97,8 % specifičnost. Klasifikator z dvema in klasifikator s tremi najbližjimi sosedi sta bila manj uspešna v primerjavi s klasifikatorjem enega najbližjega sosedu. Rezultati zmogljivosti klasifikatorjev električnih aktivnosti maternice so prikazani v tabelah 3.18 in 3.19.

Klasifikator	Se	Sp
Naivni Bayes	0,919	0,118
LDA	0	1
QDA	0	1
KNN, n=1	0,984	0,978
KNN, n=2	0,532	1
KNN, n=3	0,774	0,817

Tabela 3.18: Mere zmogljivosti klasifikatorjev električnih aktivnosti maternice.

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	57	5
	EA	82	11

Naivni Bayes

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	0	62
	EA	0	93

LDA

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	0	62
	EA	0	93

QDA

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	61	1
	EA	2	91

KNN, n=1

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	30	29
	EA	0	93

KNN, n=2

		Klasifikator	
		P	EA
Referenca	P	48	14
	EA	17	76

KNN, n=3

Tabela 3.19: Zmogljivosti klasifikatorjev električnih aktivnosti maternice.

4 Sklepne ugotovitve

Ročno določene epizode električnih aktivnosti maternice smo karakterizirali s pomočjo močnostnih spektrov. Opazili smo, da je razlika med količniki frekvence najvišjega vrha s frekvencami nižjih vrhov konstantna. Vrhovi pri višjih frekvencah predstavljajo višje hormonske komponente. Mediane frekvenc popadkov in drugih aktivnosti prezgodnjih porodov so višje od median frekvenc popadkov in drugih aktivnosti terminskih porodov. Na spektrogramih popadkov smo pri 1,5 Hz in 3 Hz opazili nižje vrhove. Ti vrhovi so izrazitejši pri terminskih porodih. Na spektrogramih drugih aktivnosti pri 1,5 Hz in 3 Hz teh vrhov ne opazimo, se pa v izredno malem številu pojavijo v okolici 1,3 Hz in 2,8 Hz. Razlike med popadki in drugimi aktivnostmi so izrazite na spektrogramih pri višjih frekvencah. Za nadaljne raziskave signalov EHG je zato ključnega pomena snemanje posnetkov do vsaj 5 Hz.

Rezultate karakterizacije električnih aktivnosti maternice smo ovrednotili z enosmerno analizo variance ANOVA. Največjo verjetnost uspešnega ločevanja med električnimi aktivnostmi maternice smo dosegli na signalih EHG iz prvih kanalov, filtriranih z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz. Analiza ANOVA napoveduje kar 99,9 % ločevanje med električnimi aktivnostmi maternice na osnovi median frekvenc močnostnih spektrov in 99,8 % ločevanje na osnovi frekvenc vrhov močnostnih spektrov. Analizi median frekvenc in frekvenc vrhov močnostnih spektrov sta napovedali uporabo različnih Butterworth filtrov za najuspešnejše ločevanje med električnimi aktivnostmi maternice. Različni napovedi sta posledici dejstva, da analizi median frekvenc in frekvenc vrhov močnostnih spektrov temeljita na največji razliki mediane cenilk med popadki in drugimi aktivnostmi. Ne upoštevata razpršenosti median frekvenc in frekvenc vrhov po širokem frekvenčnem območju. Razpršenost namreč povzroči večjo razliko v medianah cenilk, a hkrati večjo prekri-

tost frekvenčnega območja. Ločevanje med električnimi aktivnostmi maternice je lažje pri manjši prekritosti frekvenčnega območja.

Razvili smo algoritem za avtomatsko odkrivanje aktivnosti maternice. S predlaganimi merami smo ocenili robustnost detektorja. Vrednost robustnosti občutljivosti R_{Se} pri celotni skupni statistiki znaša 88,8 % ter 88,7 % pri celotni povprečni statistiki. Robustnost pozitivne napovedljivosti R_{+P} je pri celotni skupni statistiki 90,9 % ter 87,4 % pri celotni povprečni statistiki. Zaradi visokih vrednosti mer robustnosti napovedujemo delovanje detektorja kljub morebitnim netipičnim vhodnim podatkom. Vrednosti občutljivosti in pozitivne napovedljivosti sta bili zelo občutljivi na majhne spremembe atributov algoritma. Detektor se je najbolje izkazal na signalih EHG iz prvega kanala. Na predobdelanem signalu EHG z Butterworth filtrom z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz smo z optimiziranimi vrednostmi atributov dosegli 80,2 % občutljivost in 69,8 % pozitivno napovedljivost. Med optimizirane vrednosti atributov štejemo velikost drsečega okna (1001 zapisov dolg interval), parametre filtra za poudarjanje električnih aktivnosti maternice ($a=7$, $b=4$ in $c=2$) ter prag detekcije. Kljub temu, da je naša testna množica vsebovala le 24 zapisov drugih aktivnosti maternice smo dobili dobre napovedi zmogljivosti detektorja v klinični praksi. Pri celotni skupni statistiki smo dosegli 70,3 % pozitivno napovedljivost in 73,8 % občutljivost ter 68,2 % pozitivno napovedljivost in 75,0 % občutljivosti pri celotni povprečni statistiki. Trdimo, da je možno z ustrezno obdelavo signalov EHG uspešno odkriti epizode električnih aktivnosti maternice. Boljše napovedi zmogljivosti detektorja bi lahko dosegli z dinamično spreminjajočim se pragom detekcije za posamezno električno aktivnost maternice. Za izboljšavo detektorja bi bilo potrebnih več posnetkov s tokogramom. Tokogram je zelo pomemben pri analizi električnih aktivnosti maternice, saj lahko le na njegovi osnovi ločimo med popadki in drugimi aktivnostmi. Najmanj napak pri ročnem določanju epizod električnih aktivnosti maternice bi zagotovo dosegli, če bi podatkovna baza vsebovala spremljevalne podatke, ki bi vsebovali časovne označbe začetka in konca popadka. Na oddelku za porodništvo in ginekologijo na Univerzitetnem kliničnem centru Ljubljana sicer zapisujejo uro popadka, ne zapisujejo pa ure njegovega začetka in konca. Podatkovni bazi TPEHG DB in TPEHG DB0 posnetkov s temi spremljevalnimi podatki žal nista vsebovali.

Električne aktivnosti maternice smo klasificirali v popadke in druge aktivnosti. Kot

značilko smo uporabili mediano frekvence močnostnega spektra električne aktivnosti maternice. Testirali smo štiri vrste klasifikatorjev. Za najboljšega se je izkazal klasifikator najbližjega sosedu. Na učni množici posnetkov s tokogramom smo dosegli 99,1 % občutljivost in 97,3 % specifičnost ter 98,4 % občutljivost in 97,8 % specifičnost na posnetkih množice brez tokograma. Mediane frekvenc močnostnih spektrov so so izkazale za obetavne pri klasifikaciji električne aktivnosti maternice iz učne množice. Žal smo dobili precej slabše napovedi mer zmogljivosti v klinični praksi. S klasifikatorjem najbližjega sosedu z detektorjem odkritih epizod električnih aktivnosti maternice smo pri celotni skupni statistiki dosegli 83,5 % občutljivost in 34,9 % specifičnost ter 56,4 % občutljivost in 23,6 % specifičnost pri celotni povprečni statistiki. Boljše rezultate predvidevamo pri bolj sofisticiranih detektorjih. S predlaganimi merami smo ocenili robustnost klasifikatorja. Robustnost občutljivosti R_{Se} pri celotni skupni statistiki znaša 82,7 % ter 78,3 % pri celotni povprečni statistiki. Robustnost specifičnosti R_{Sp} pri celotni skupni statistiki znaša 77,5 % ter 80,9 % pri celotni povprečni statistiki.

Literatura

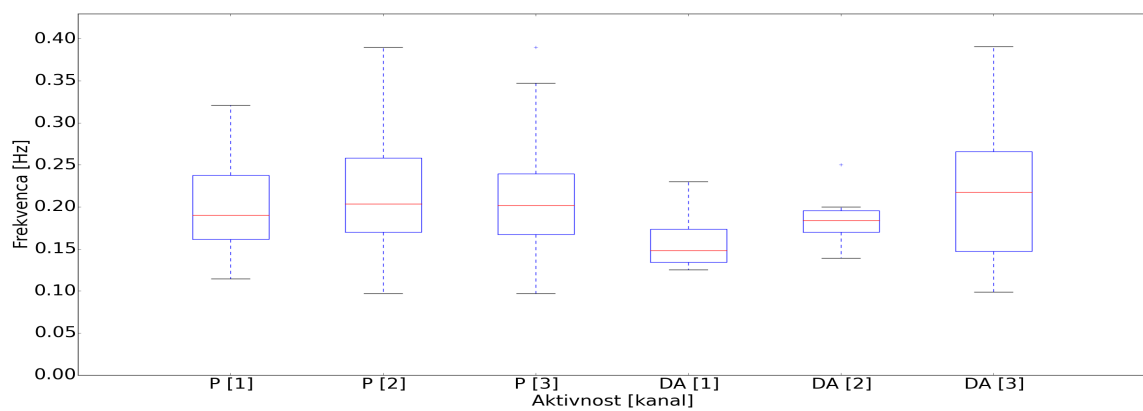
- [1] C. Marque, J. M. G. Duchene, S. Leclercq, G. S. Panczer, J. Chaumont, "Uterine EHG processing for obstetrical monitoring," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, zv. 33, št. 12, str. 1182-1187, 2007.
- [2] F. Jager, *Biomedical signal and image processing*, University of Ljubljana, Faculty of Computer Science, 2012.
- [3] G. Fele-Žorž, G. Kavšek, Ž. Novak-Antolič, F. Jager, "A comparison of various linear and non-linear signal processing techniques to separate uterine EMG records of term and pre-term delivery groups," *Medical and biological engineering and computing*, zv. 46, št. 9, str. 911-922, 2008.
- [4] G. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics, 2nd edition*, United States of America, 2013, str. 287.
- [5] H. Blencowe, S. Cousens, M. Oestergaard, D. Chou, A. B. Moller, R. Narwal, A. Adler, C. V. Garcia, S. Rohde, L. Say, J. E. Lawn, "National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010 with time trends since 1990 for selected countries: a systematic analysis and implication," *TheLancet*, št. 379, zv. 9832, str. 2162-2172, Jun 2012.
- [6] I. Verdenik, *Multilayer prediction model for preterm delivery. Ph.D. thesis*, University of Ljubljana, Medical faculty, Ljubljana, 2002.
- [7] J. Beta, R. Akolekar, W. Ventura, A. Syngelaki, and K. H. Nicolaides, "Prediction of spontaneous preterm delivery from maternal factors, obstetric history and placental perfusion and function at 11–13 weeks," *Prenatal diagnosis*, št. 31, zv. 1, str. 75-83, 2011.

- [8] J. D. Iams, "Prediction and early detection of preterm labor," *The American College of Obstetricians and Gynecologists*, št. 101, zv. 2, str. 402—412, 2003.
- [9] (2014) J. R. Cram, G. S. Kasman, *The Basics of Surface Electromyography*. Dostopno na:
http://samples.jbpub.com/9780763732745/32745_CH01_Final.pdf
- [10] (2014) Laboratory for Biomedical Computer Systems and Imaging. Dostopno na:
<http://lbcsi.fri.uni-lj.si/>
- [11] L. A. Garrison, T. C. Lamson, S. Deutsch, D. B. Geselowitz, R. P. Gaumond, J. M. Tarbell, "An in-vitro investigation of prosthetic heart valve cavitation in blood," *The Journal of heart valve disease*, št. 3, zv. 1, str. 8-22, 1994.
- [12] N. A. A. Osman, F. Ibrahim, W. A. B. W. Abas, H. S. A. Rahman, H. N. Ting, "4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008", v zborniku *IFMBE Proceedings*, Kuala Lumpur: Malaysia, 2008, str. 187-190.
- [13] (2014) PhysioNet. Dostopno na:
<http://www.physionet.org/physiobank/database/tpehgdb/>
- [14] P. Fergus, P. Cheung, A. Hussain, D. Al-Jumeily, C. Dobbins, S. Iram, "Prediction of Preterm Deliveries from EHG Signals Using", *PLOS ONE*, št. 8, zv. 10, str. 1371, 2013.
- [15] S. W. Smith, *Digital Signal Processing: A Practical Guide for Engineers and Scientists*, Burlington, 2003, str. 261.
- [16] Z. Alfirevic, V. C. Heath, S. Cicero, A. M. Cacho, P. R. Williamson, H. N. Kypros, "Cervical cerclage for prevention of preterm delivery in women with short cervix: randomised controlled trial," *The Lancet*, št. 363, zv. 9424, str. 1849-1853, 2004.

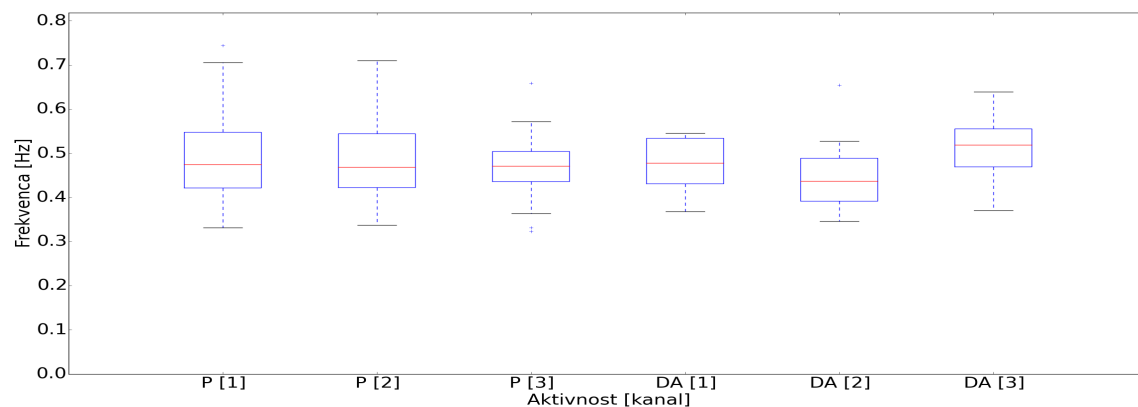
Dodatek

A Množica posnetkov prezgodnjih porodov s tokogramom

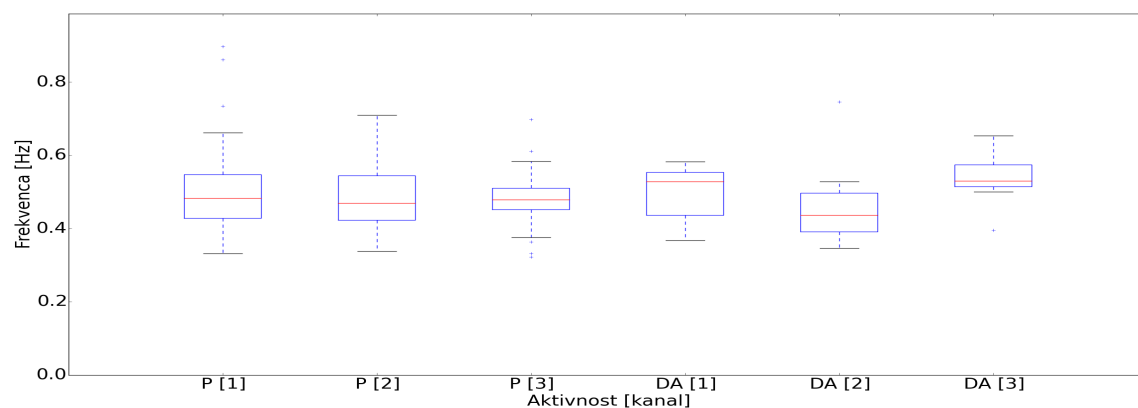
A.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



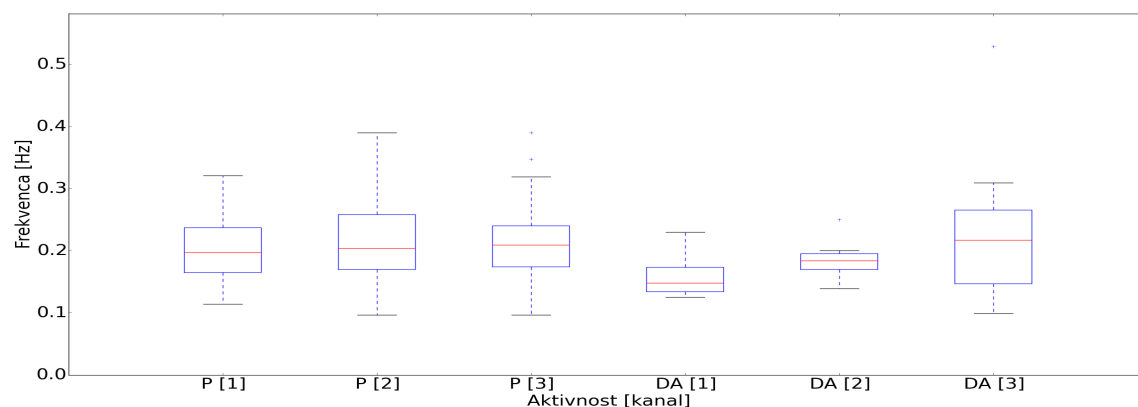
Slika 4.1: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



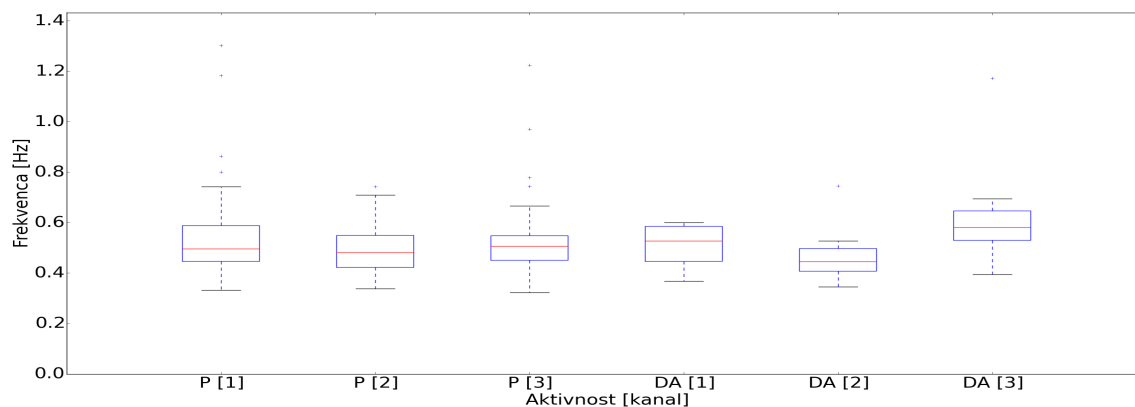
Slika 4.2: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.



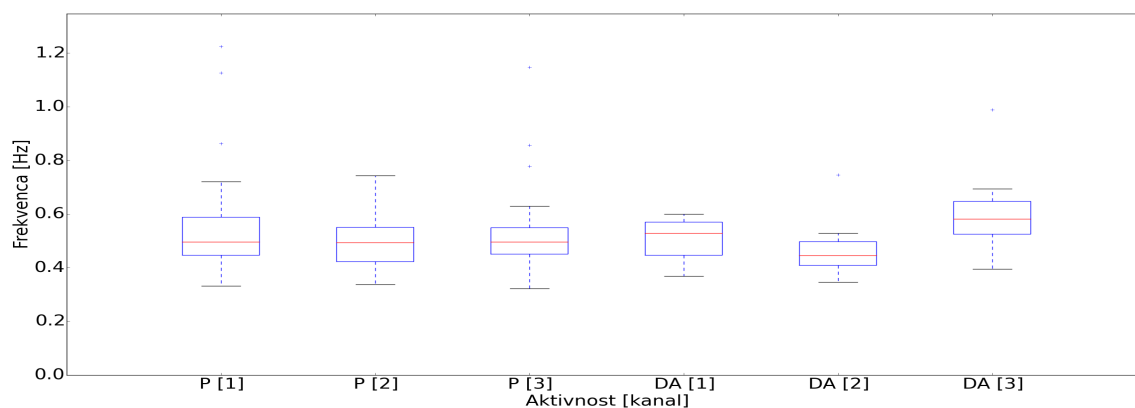
Slika 4.3: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.



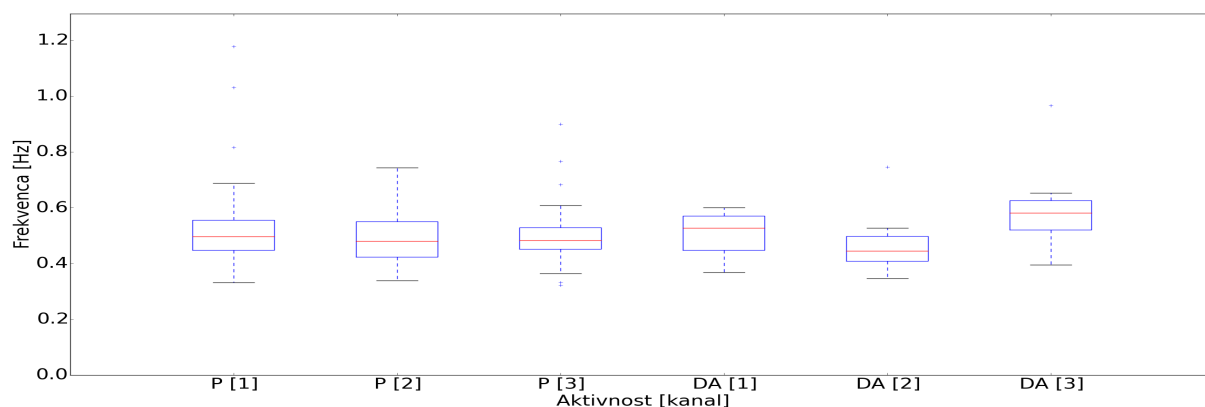
Slika 4.4: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz.



Slika 4.5: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.

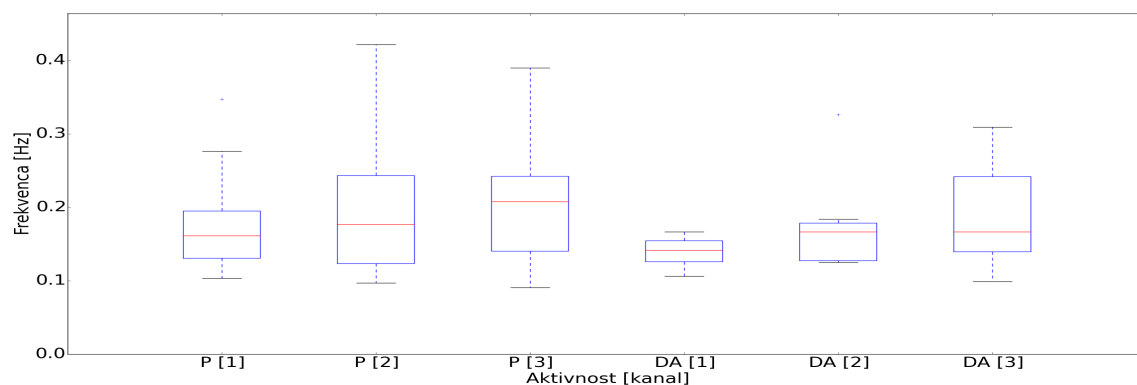


Slika 4.6: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz.

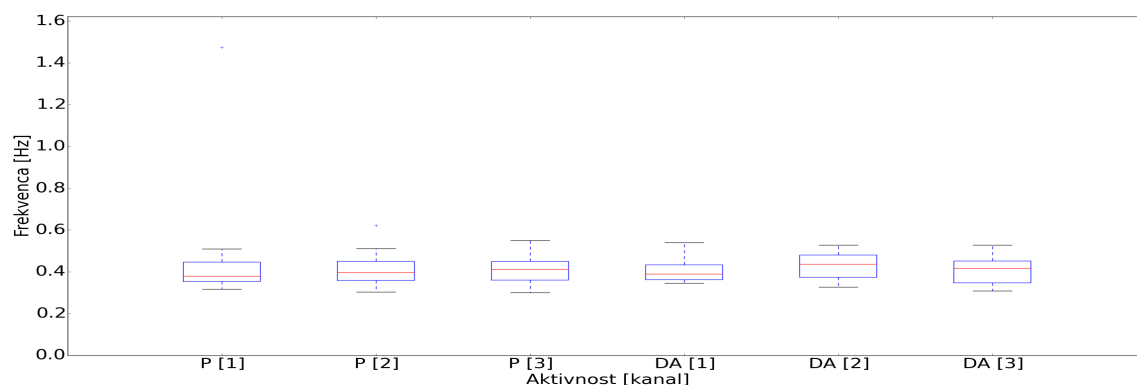


Slika 4.7: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz.

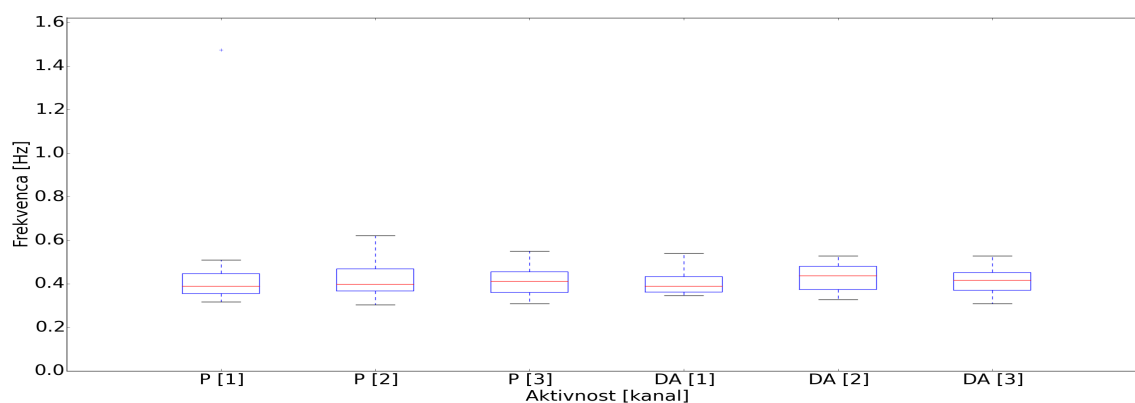
A.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



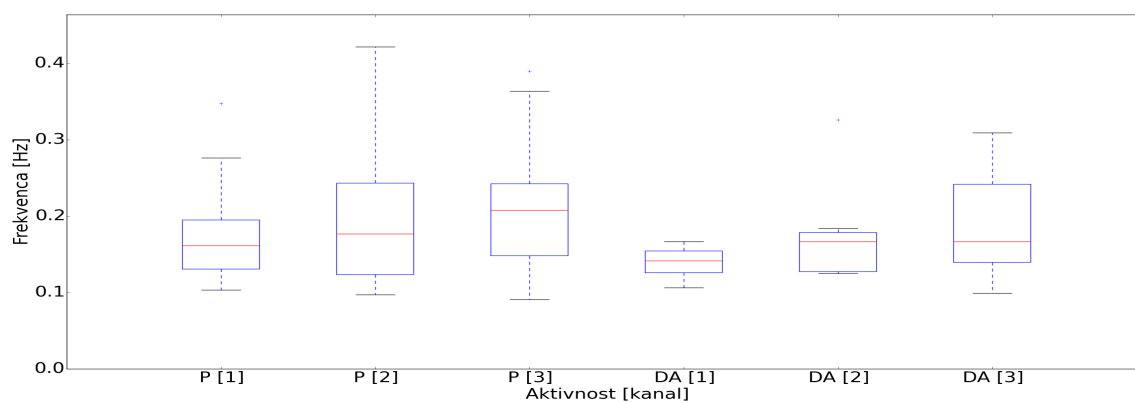
Slika 4.8: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



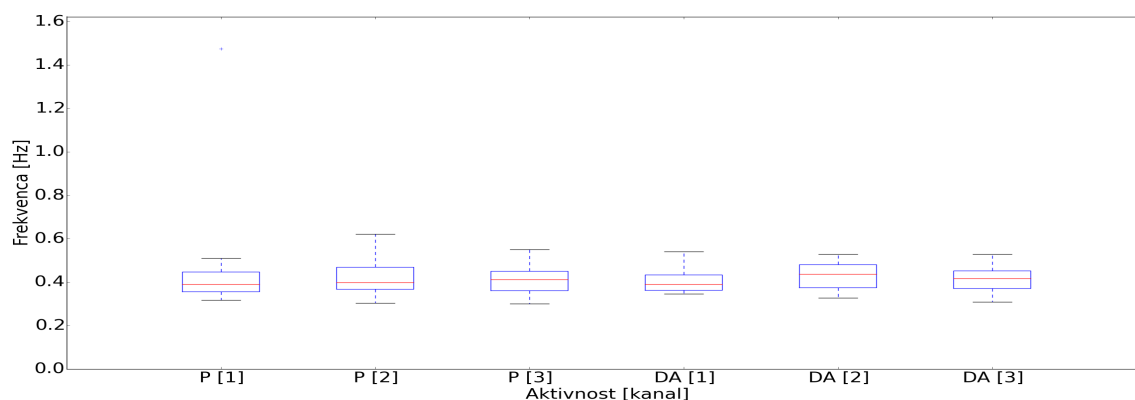
Slika 4.9: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.



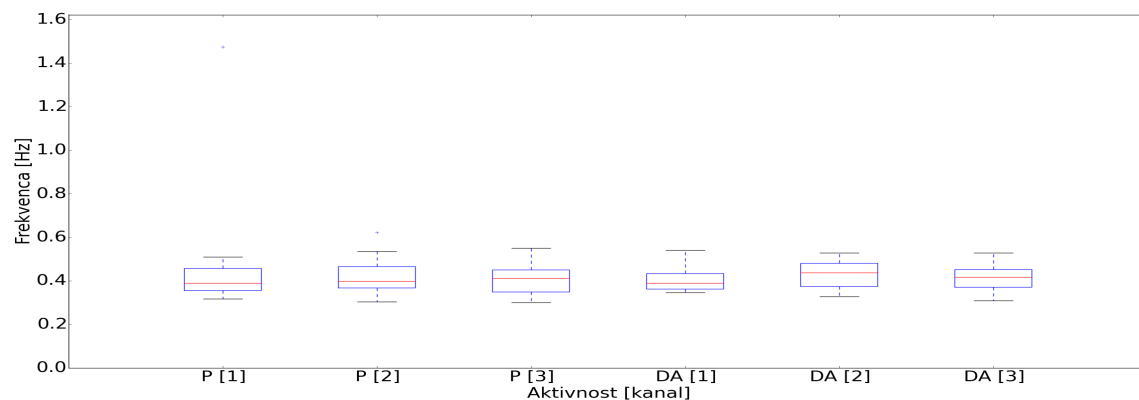
Slika 4.10: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.



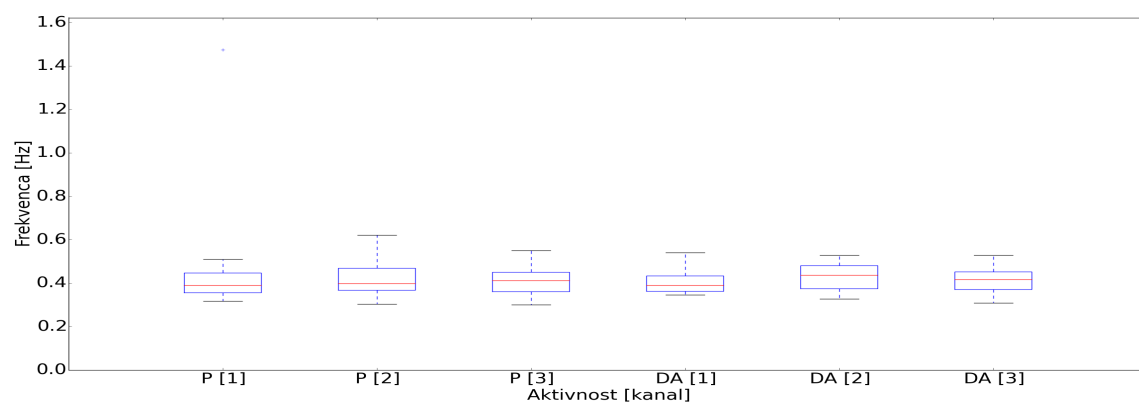
Slika 4.11: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz.



Slika 4.12: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.

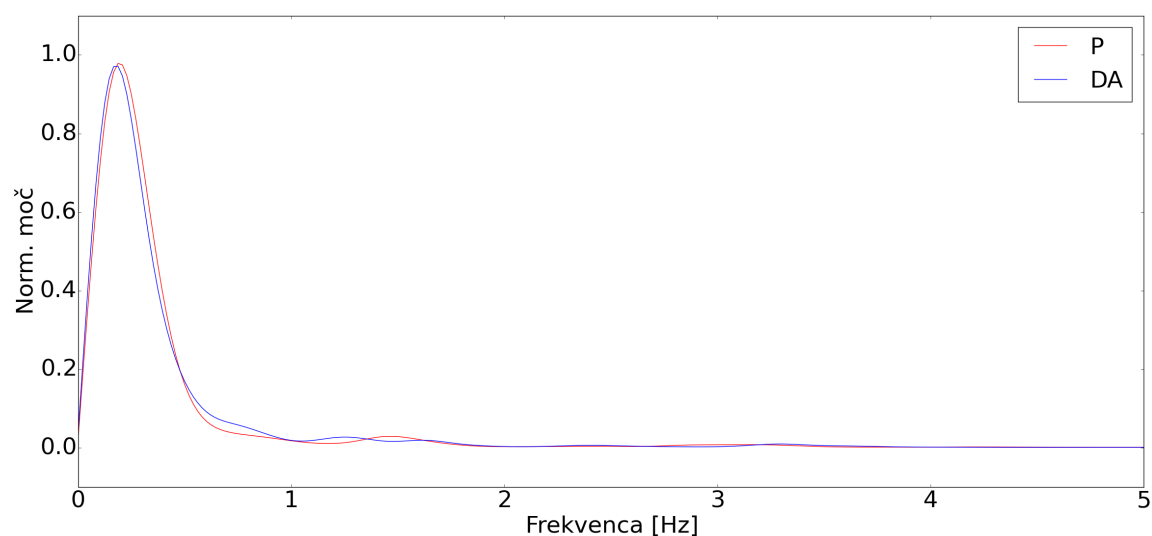


Slika 4.13: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgo-
dnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz.

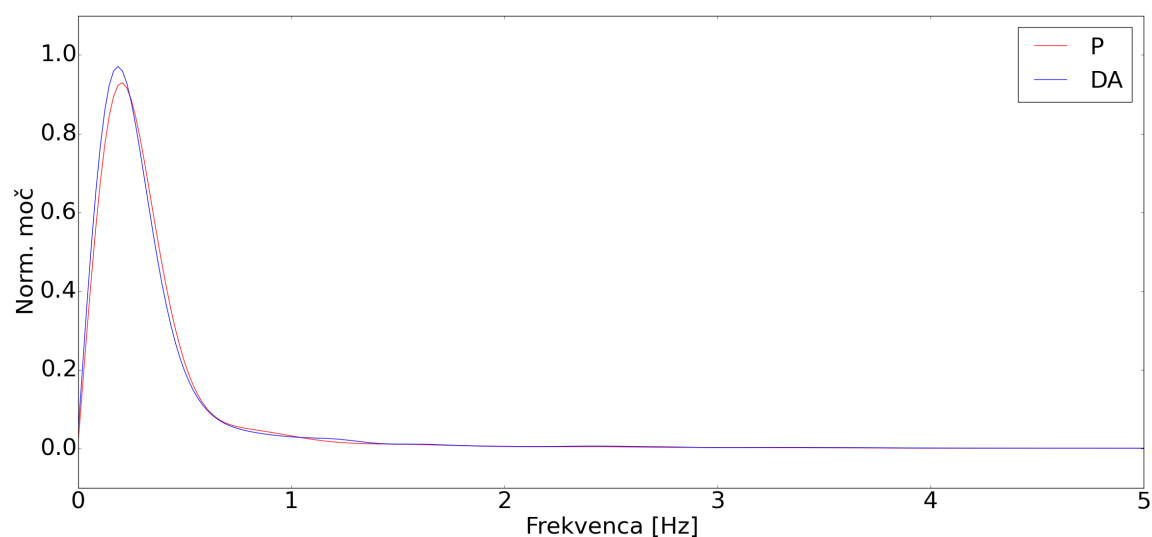


Slika 4.14: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgo-
dnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz.

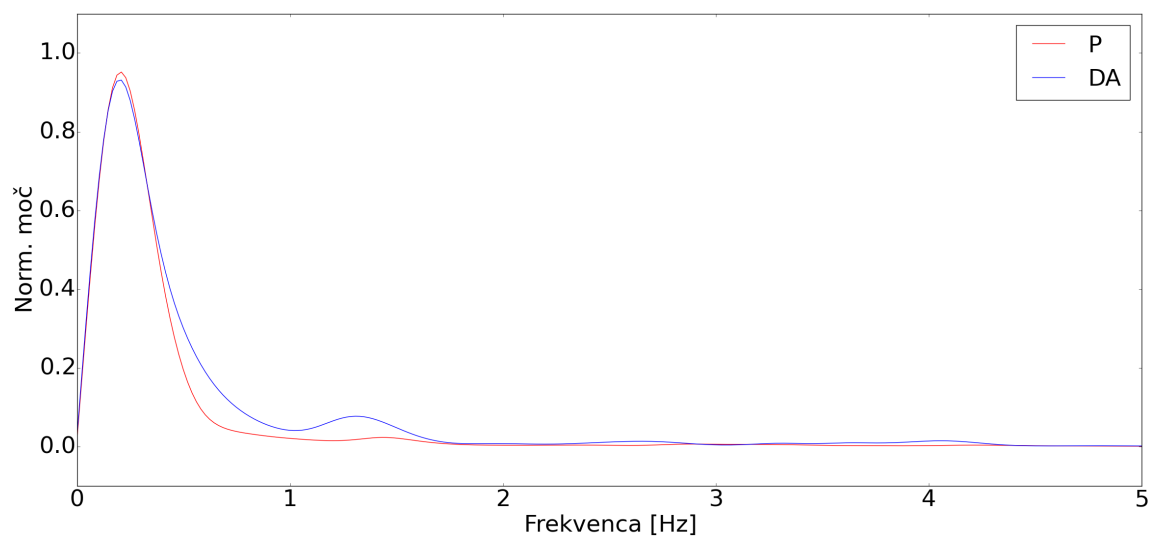
A.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti



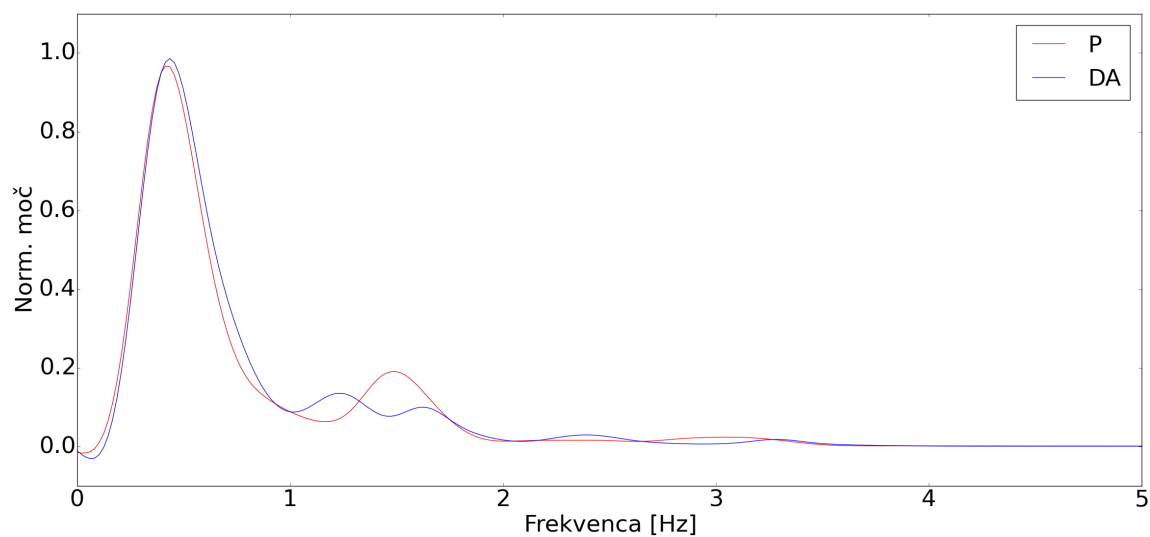
Slika 4.15: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prežgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



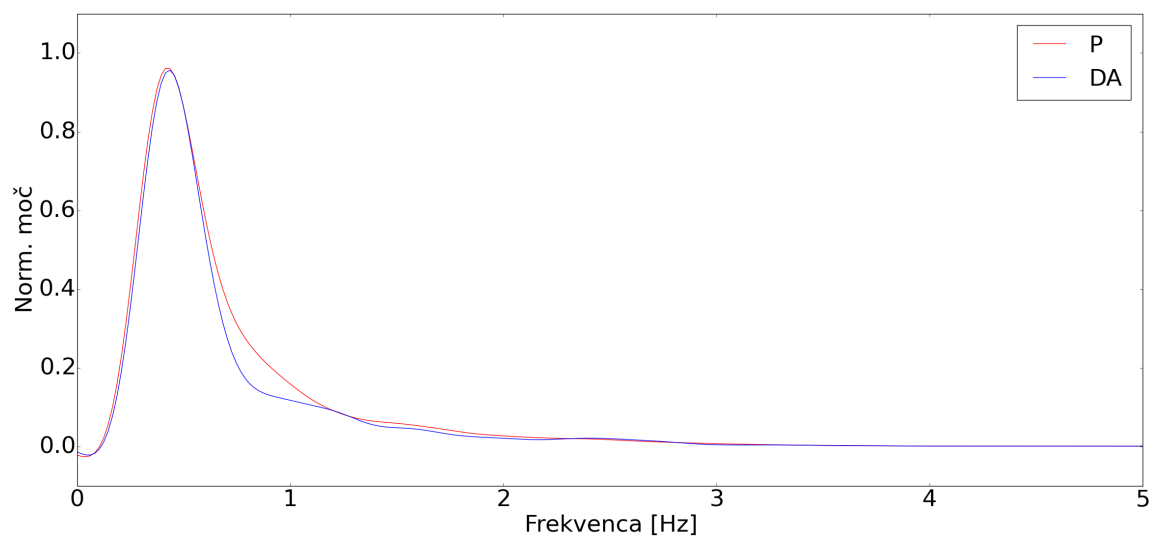
Slika 4.16: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prežgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



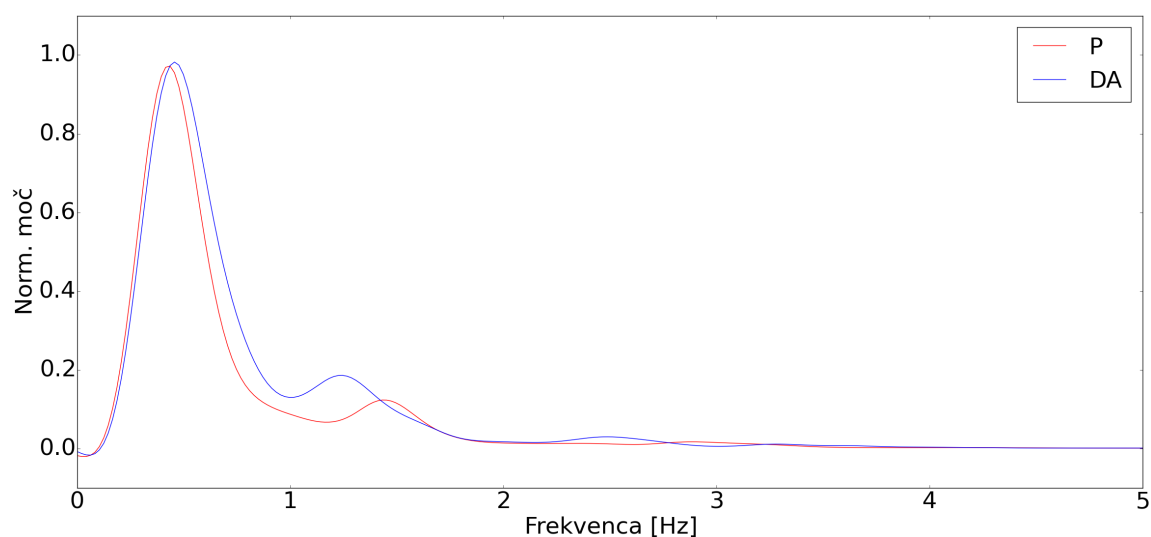
Slika 4.17: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



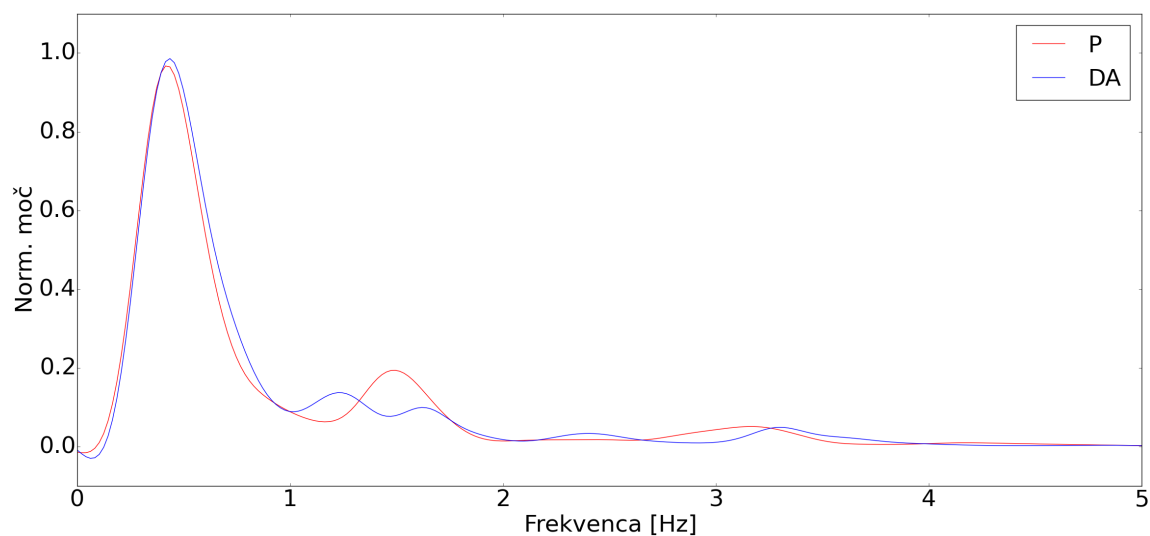
Slika 4.18: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz prvega kanala.



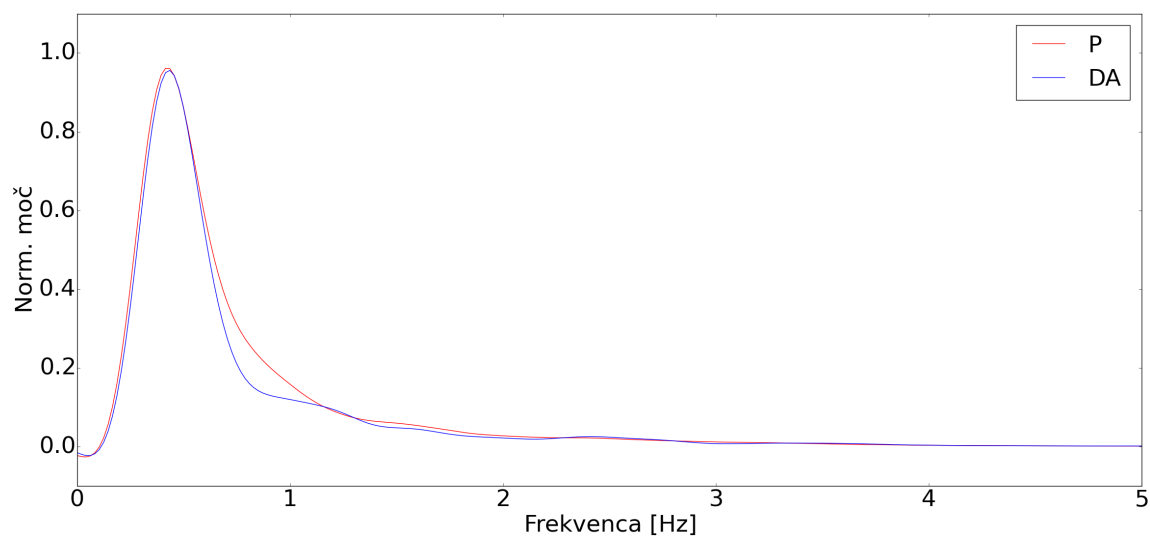
Slika 4.19: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz drugega kanala.



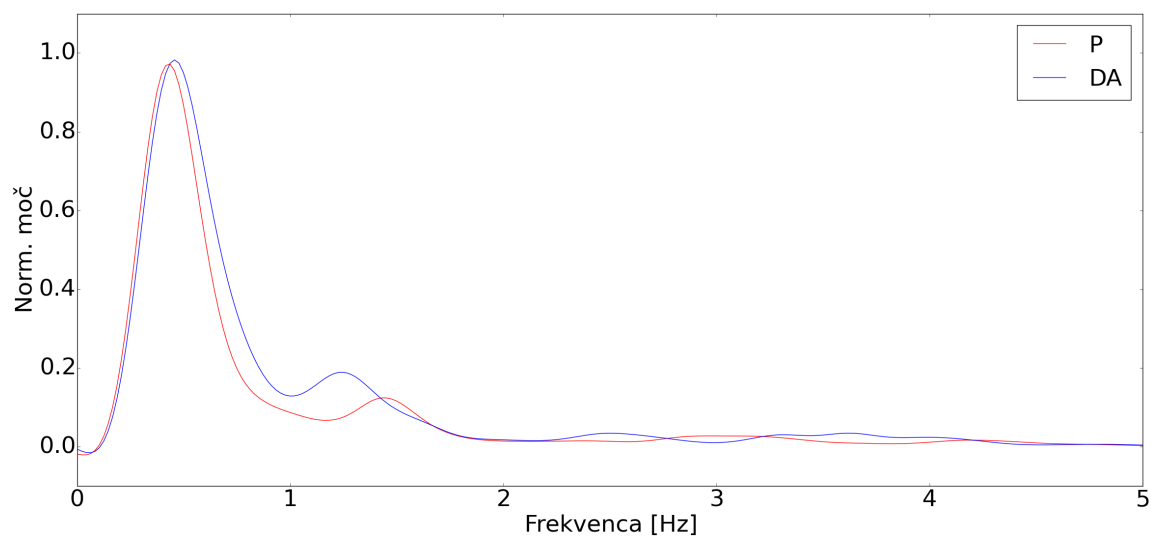
Slika 4.20: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz tretjega kanala.



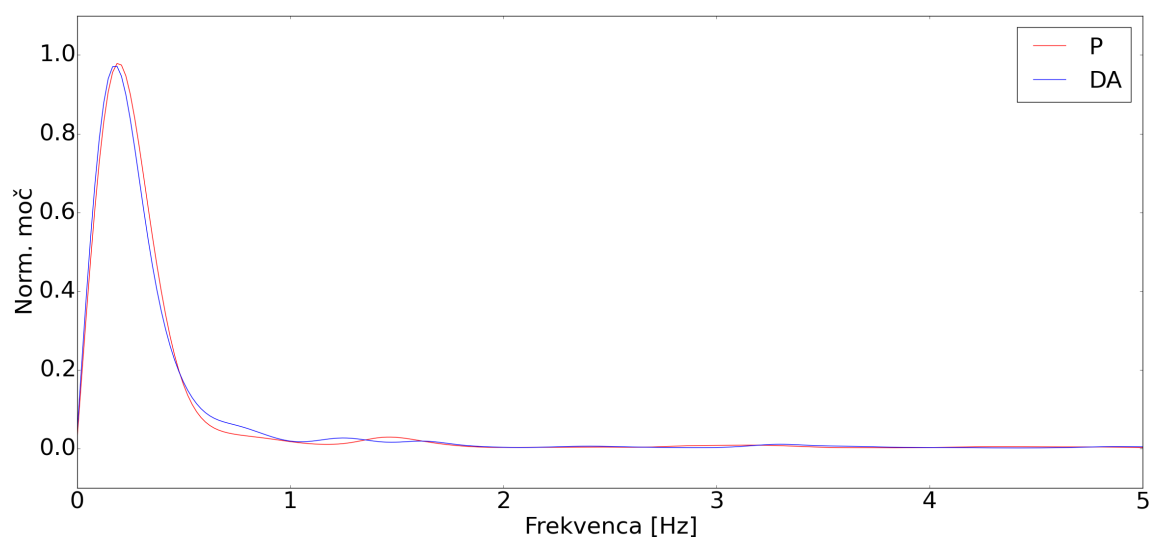
Slika 4.21: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz prvega kanala.



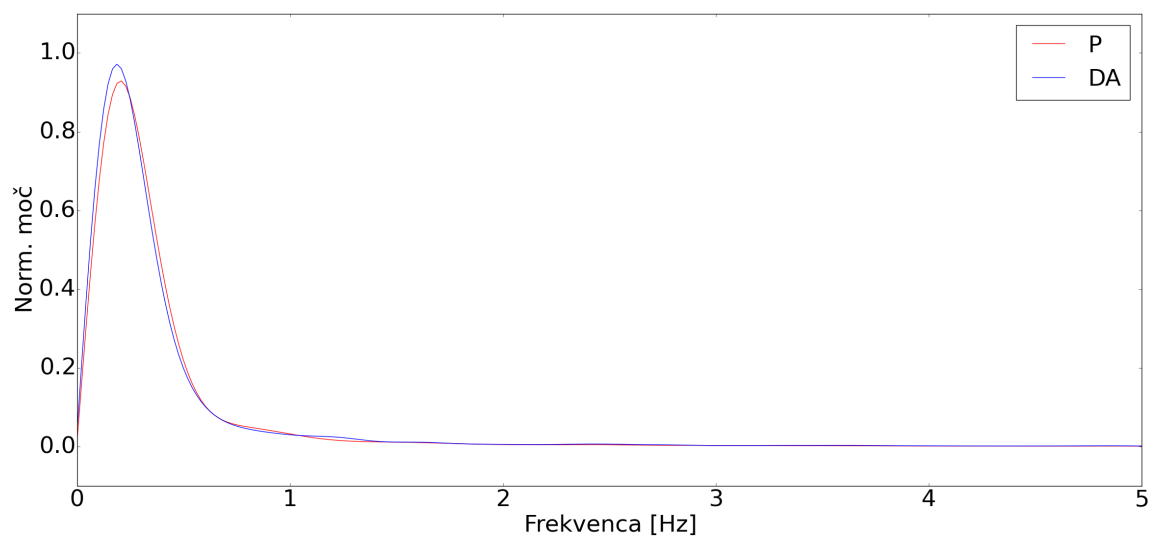
Slika 4.22: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz drugega kanala.



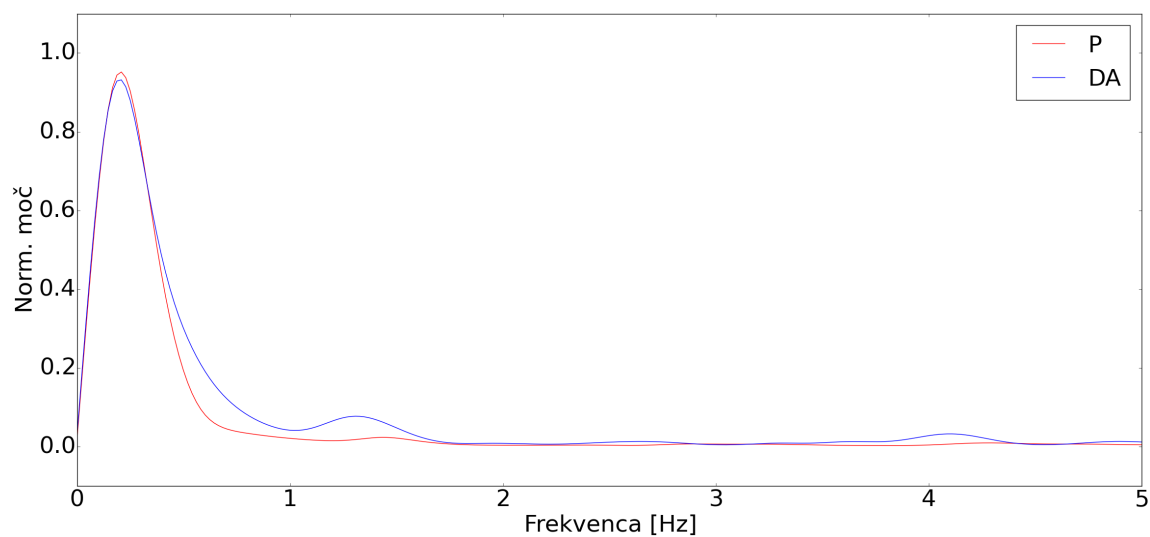
Slika 4.23: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz tretjega kanala.



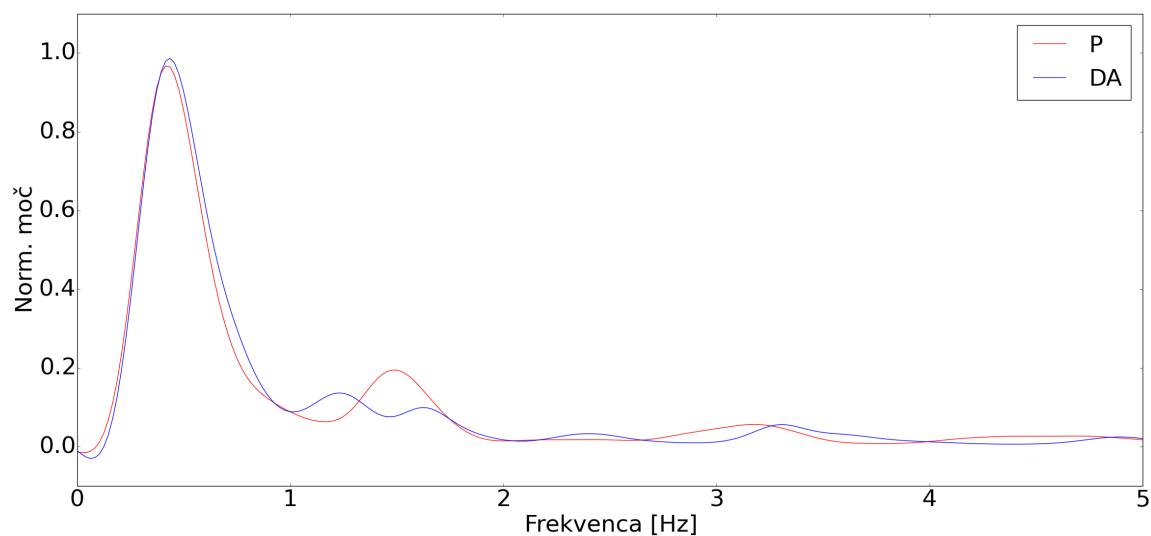
Slika 4.24: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



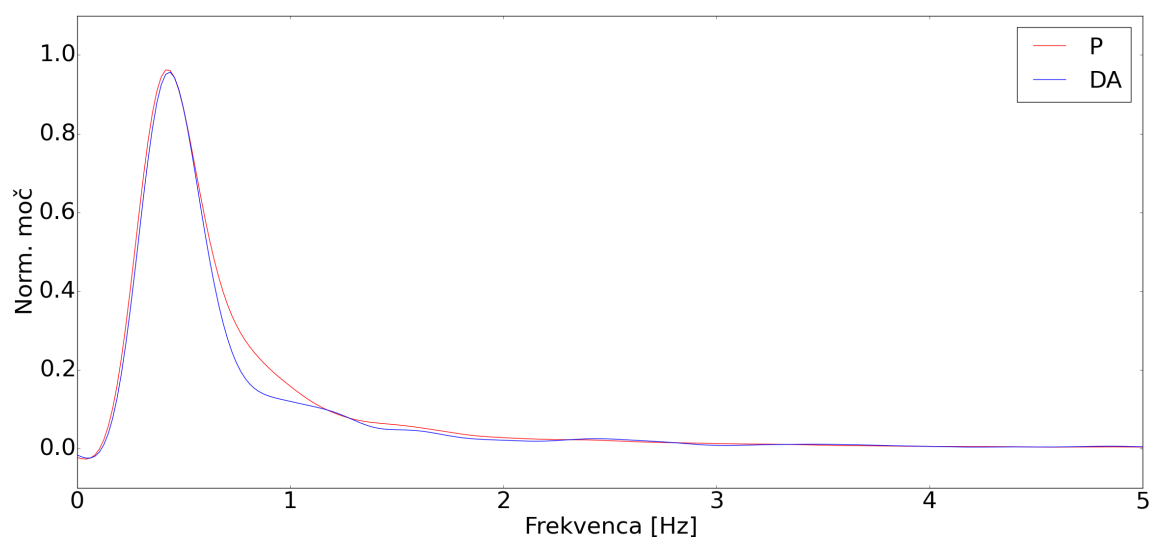
Slika 4.25: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



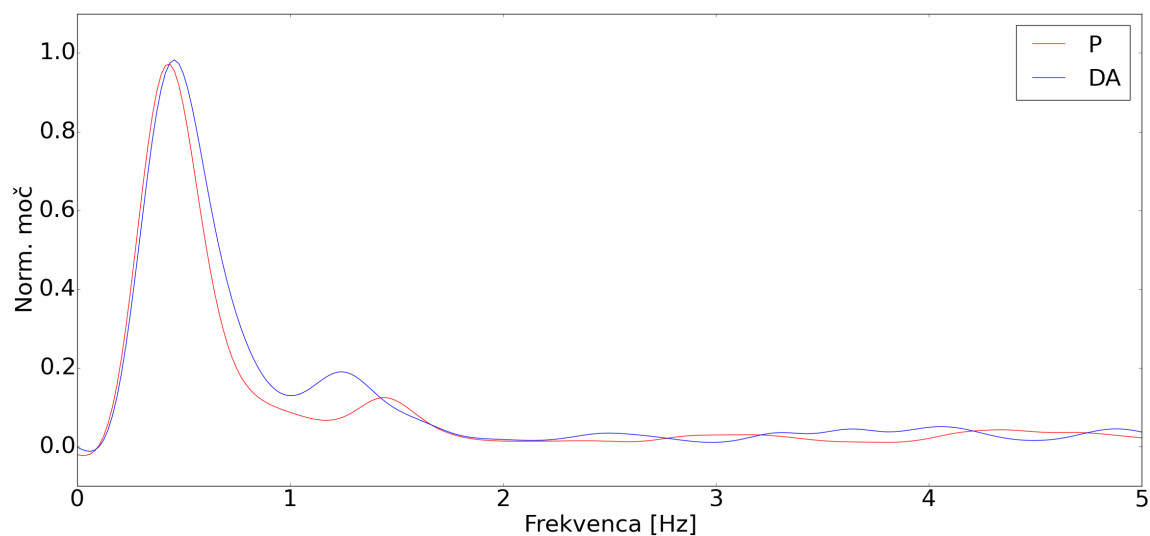
Slika 4.26: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



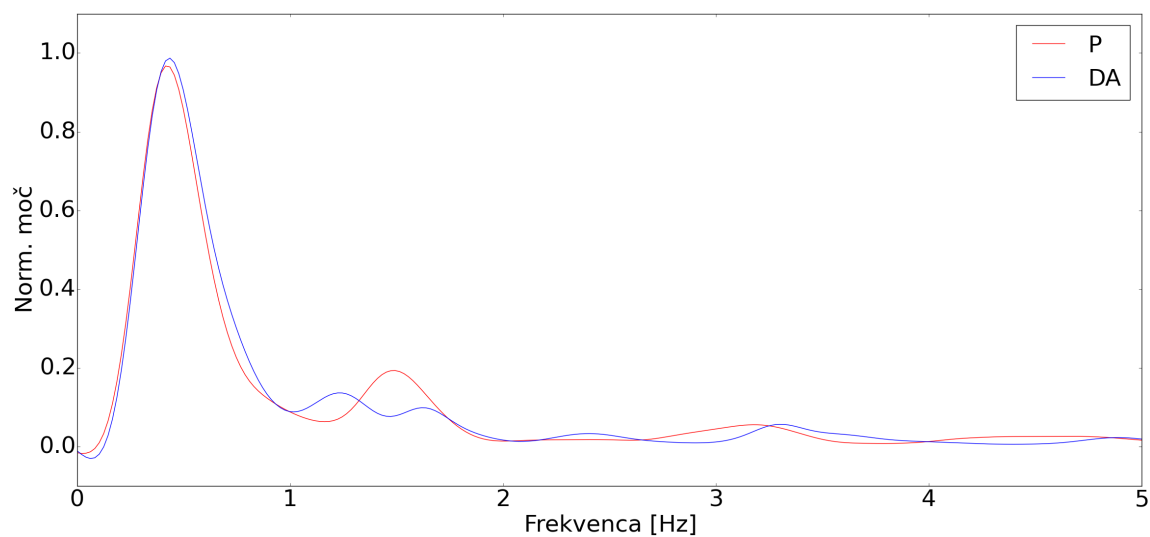
Slika 4.27: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



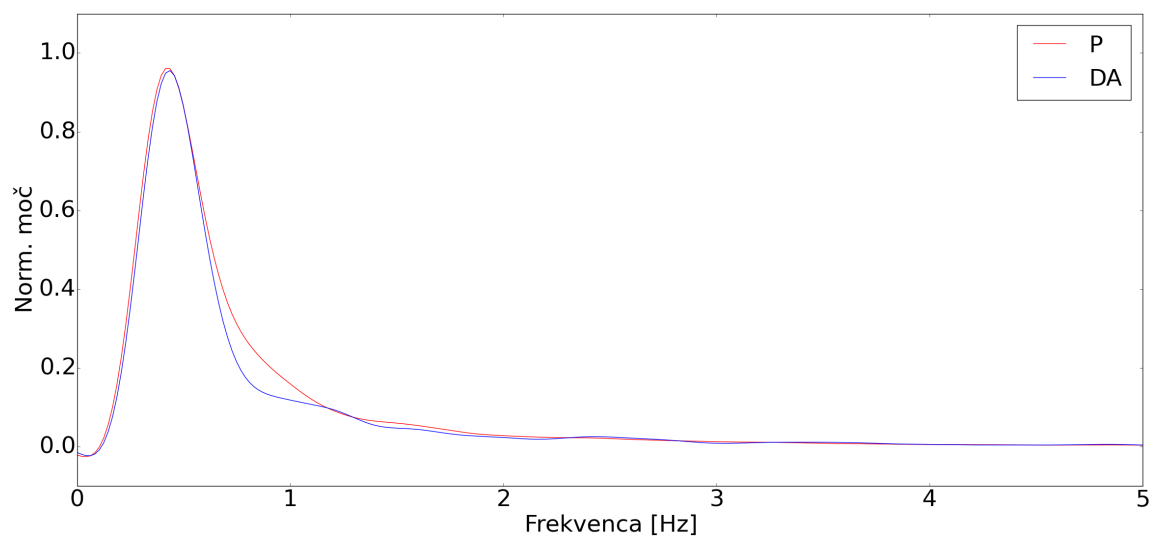
Slika 4.28: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



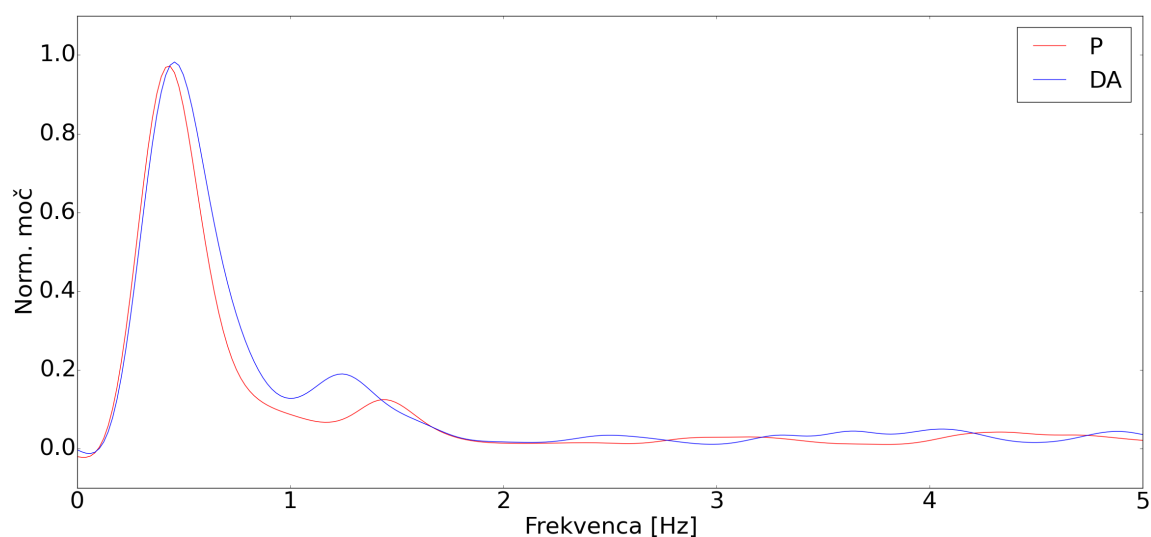
Slika 4.29: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



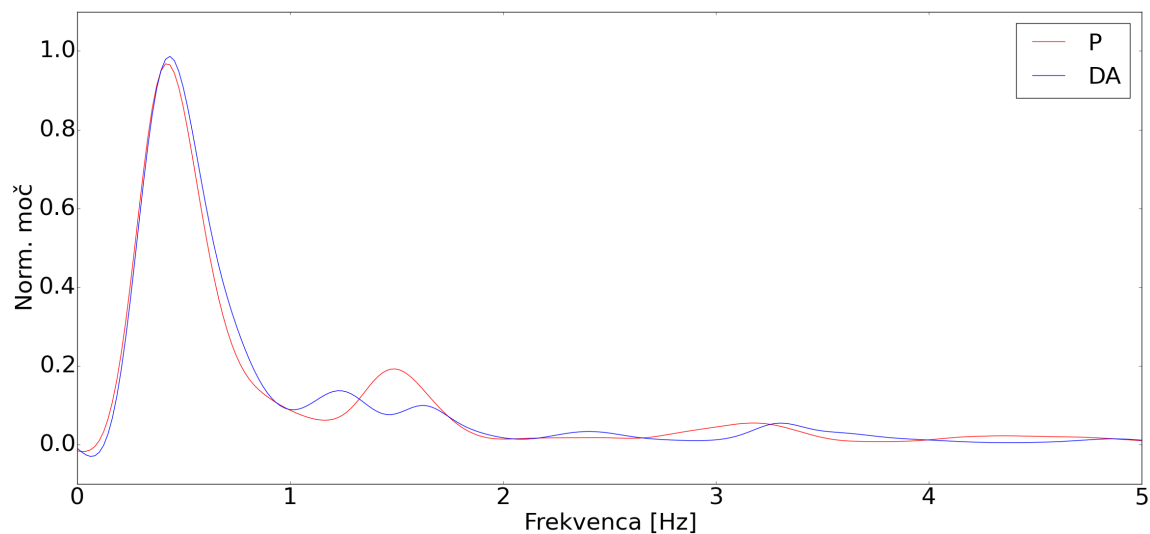
Slika 4.30: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz prvega kanala.



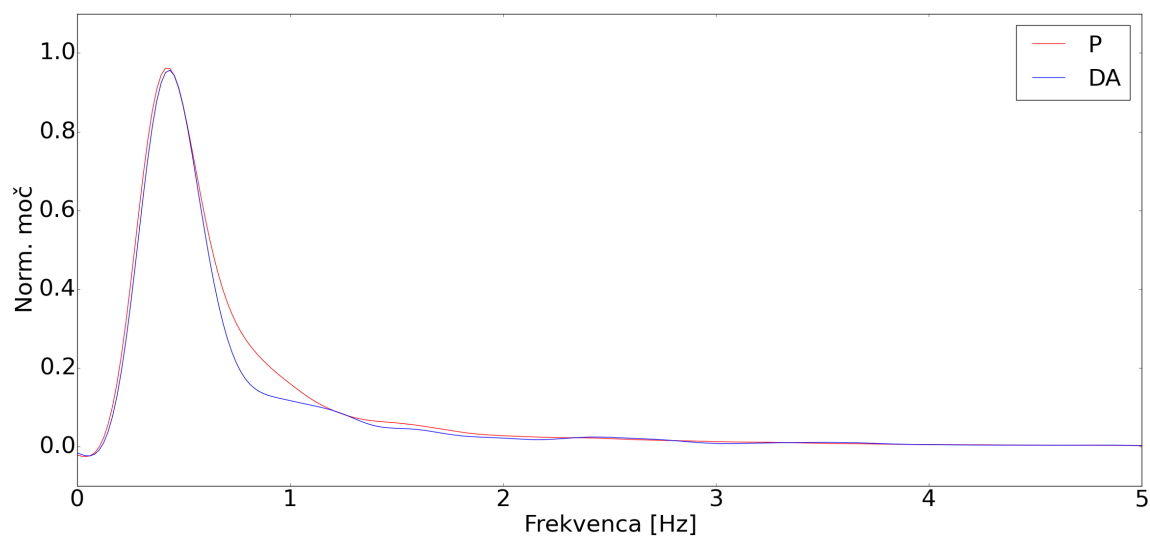
Slika 4.31: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz drugega kanala.



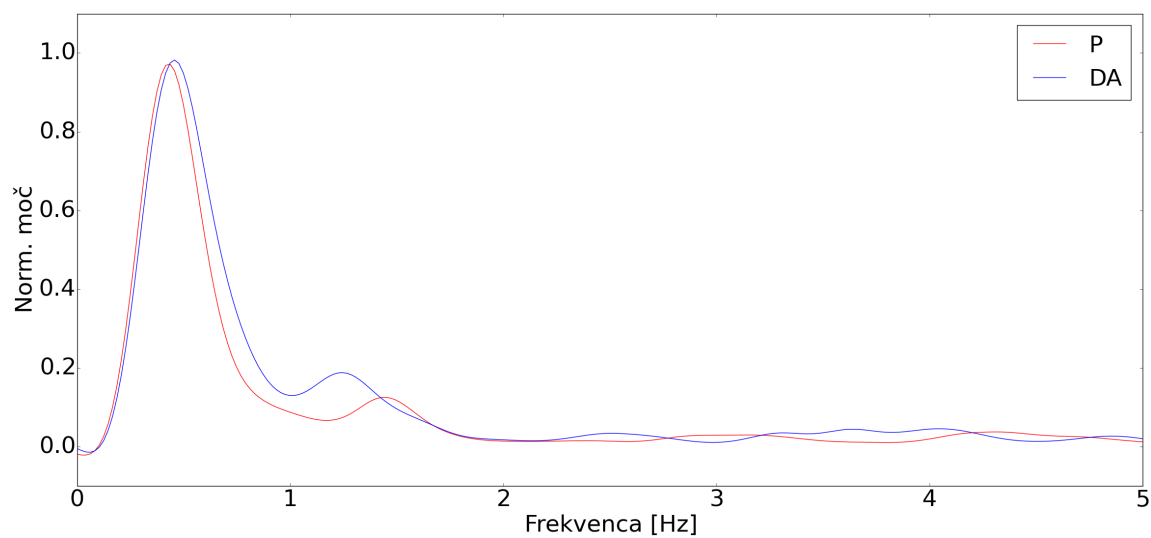
Slika 4.32: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz tretjega kanala.



Slika 4.33: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz prvega kanala.



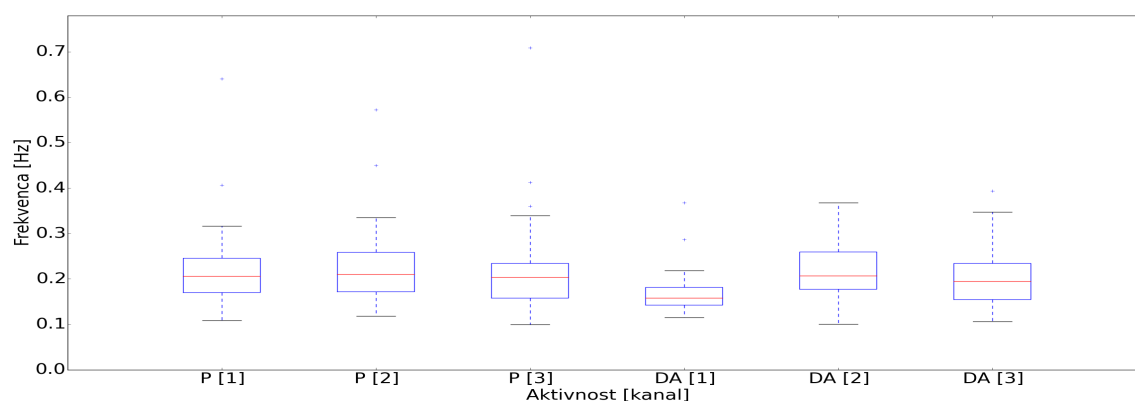
Slika 4.34: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz drugega kanala.



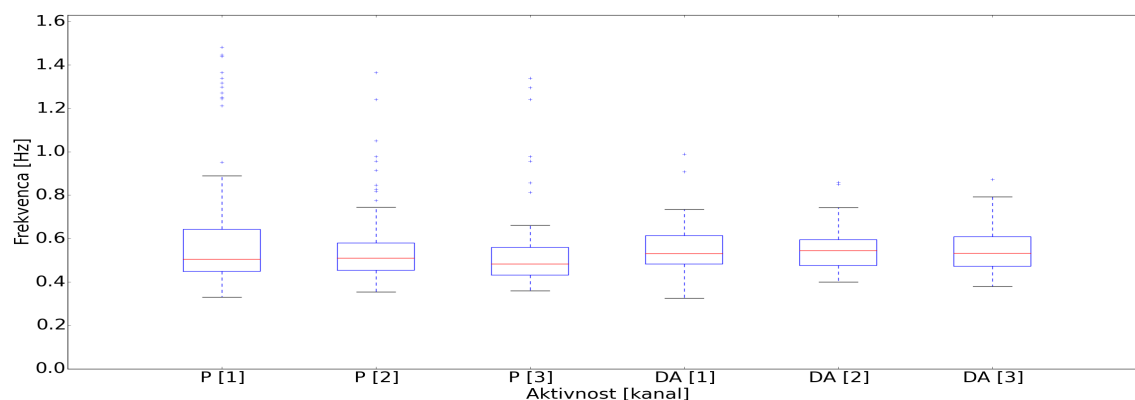
Slika 4.35: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz tretjega kanala.

B Množica posnetkov terminskih porodov s tokogramom

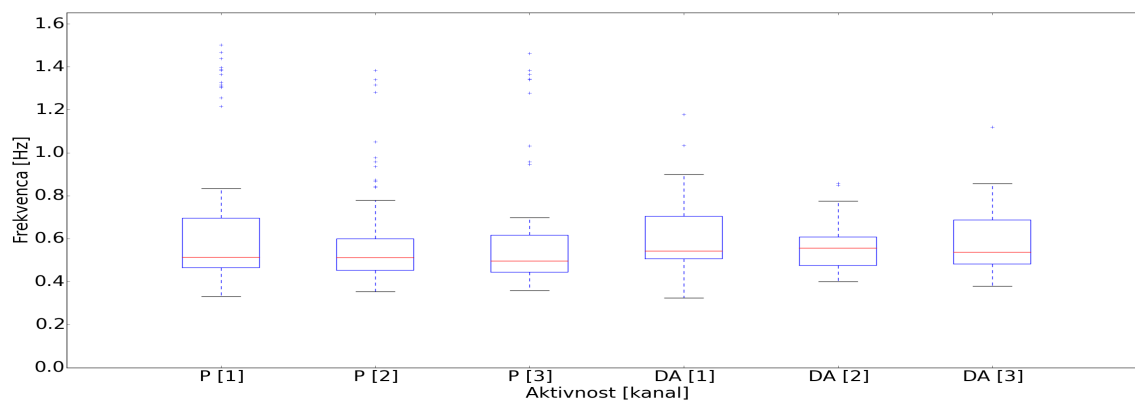
B.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



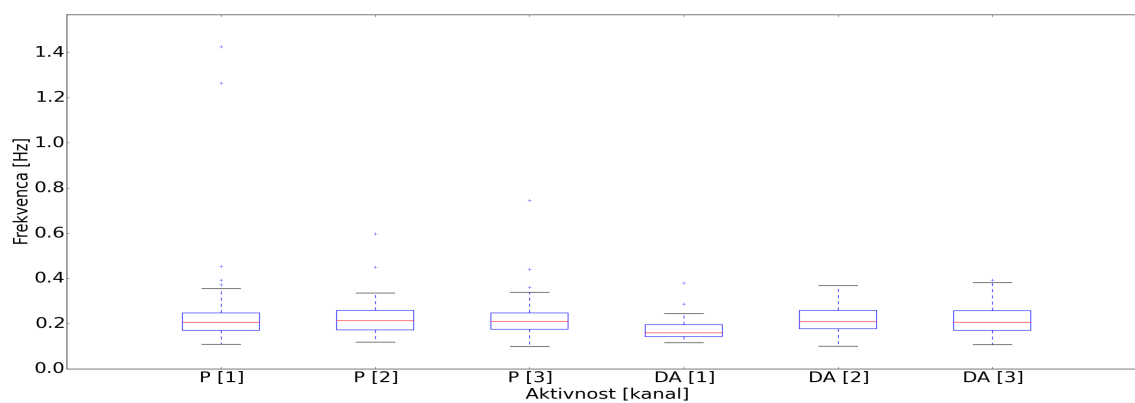
Slika 4.36: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



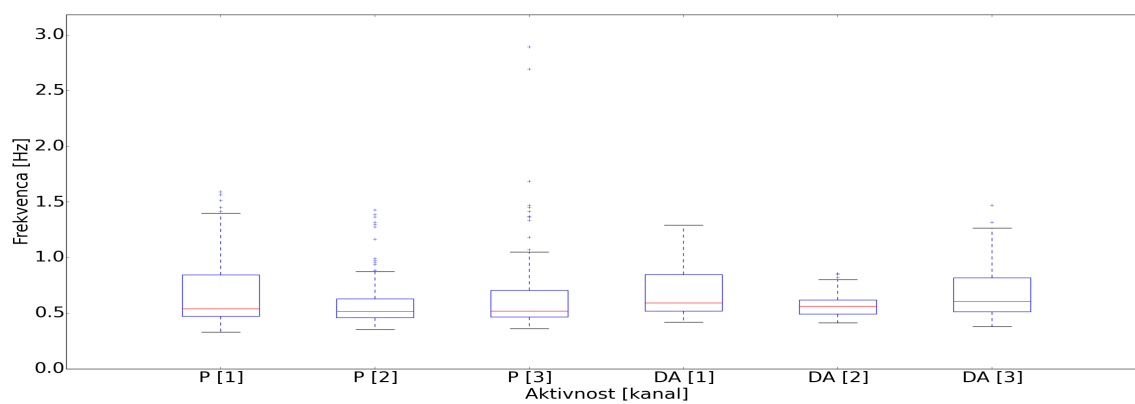
Slika 4.37: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.



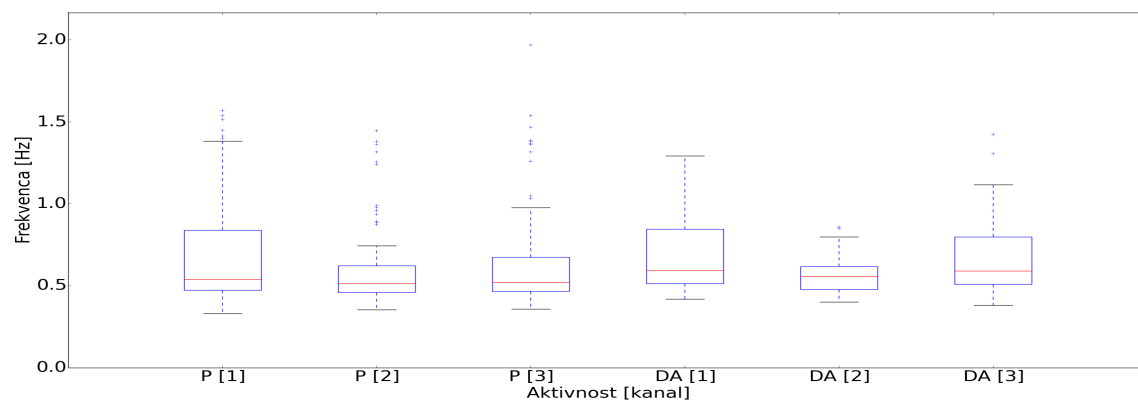
Slika 4.38: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.



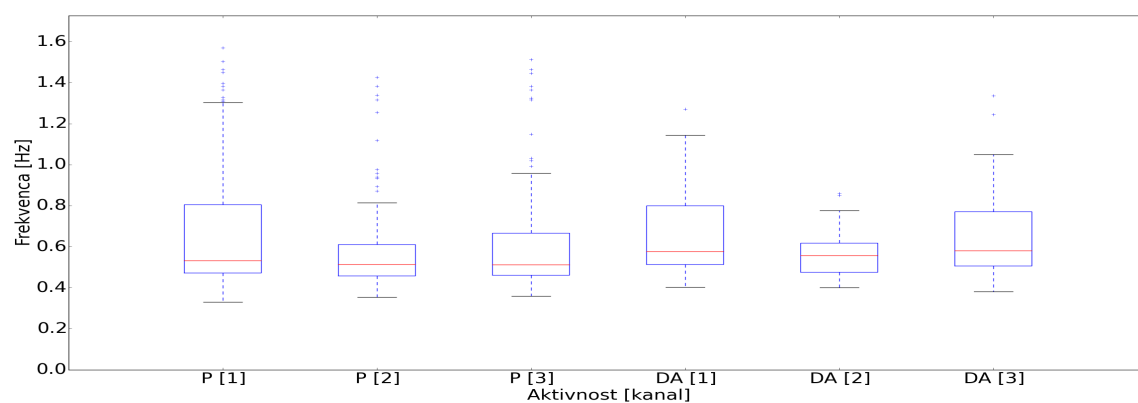
Slika 4.39: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz.



Slika 4.40: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.

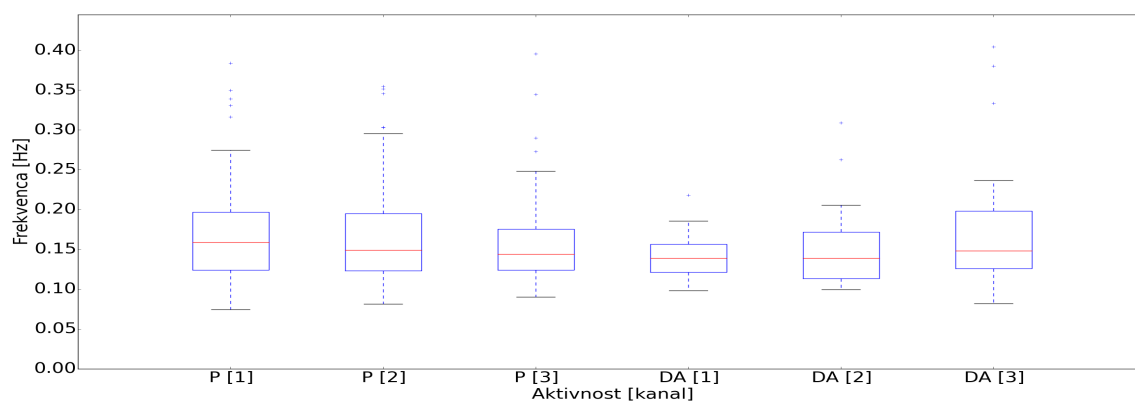


Slika 4.41: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz.

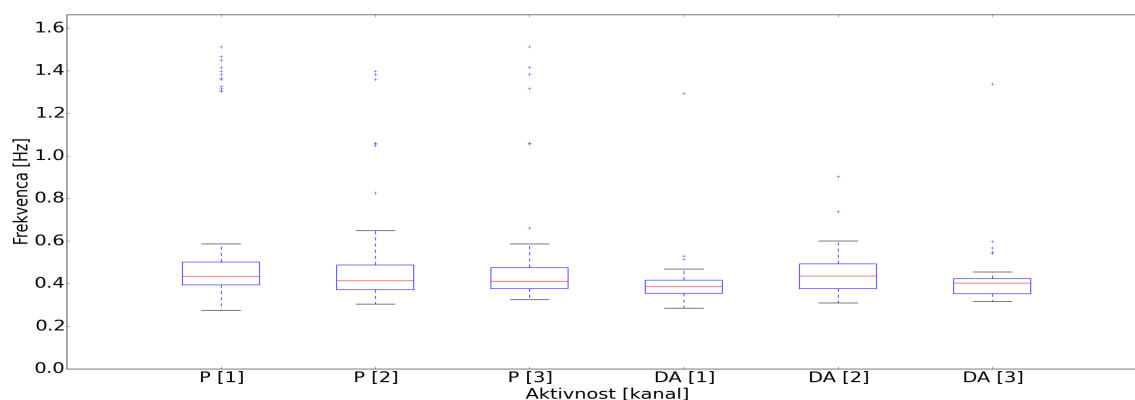


Slika 4.42: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz.

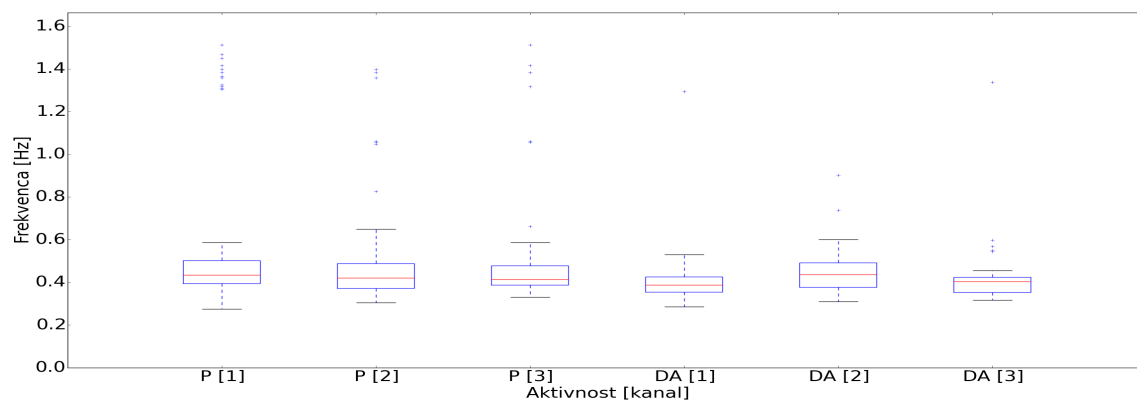
B.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



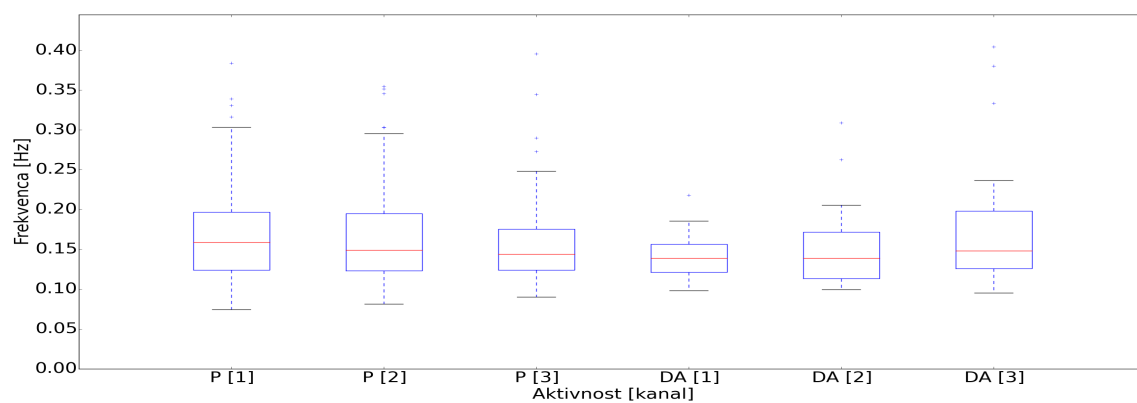
Slika 4.43: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.



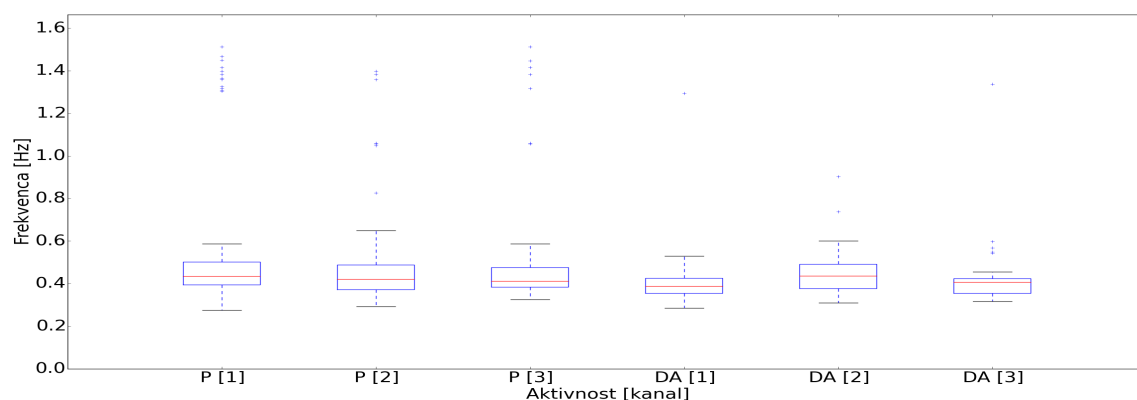
Slika 4.44: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.



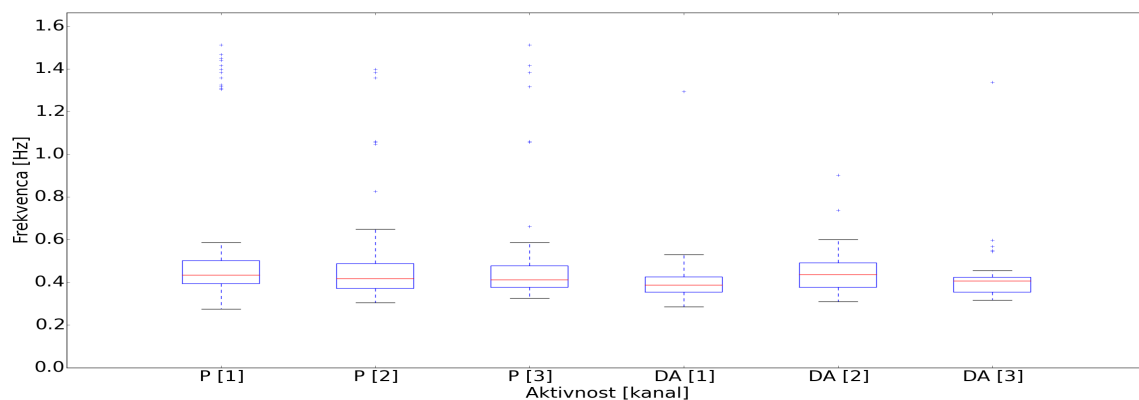
Slika 4.45: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.



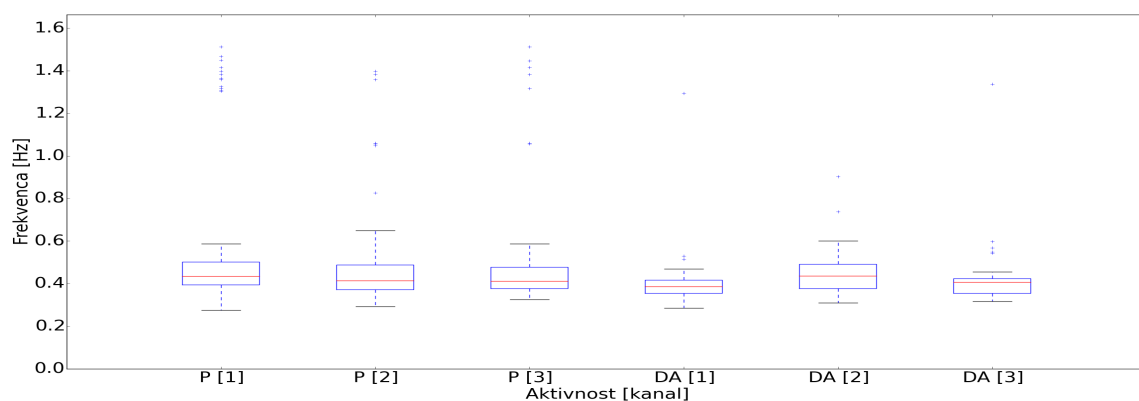
Slika 4.46: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz.



Slika 4.47: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz.

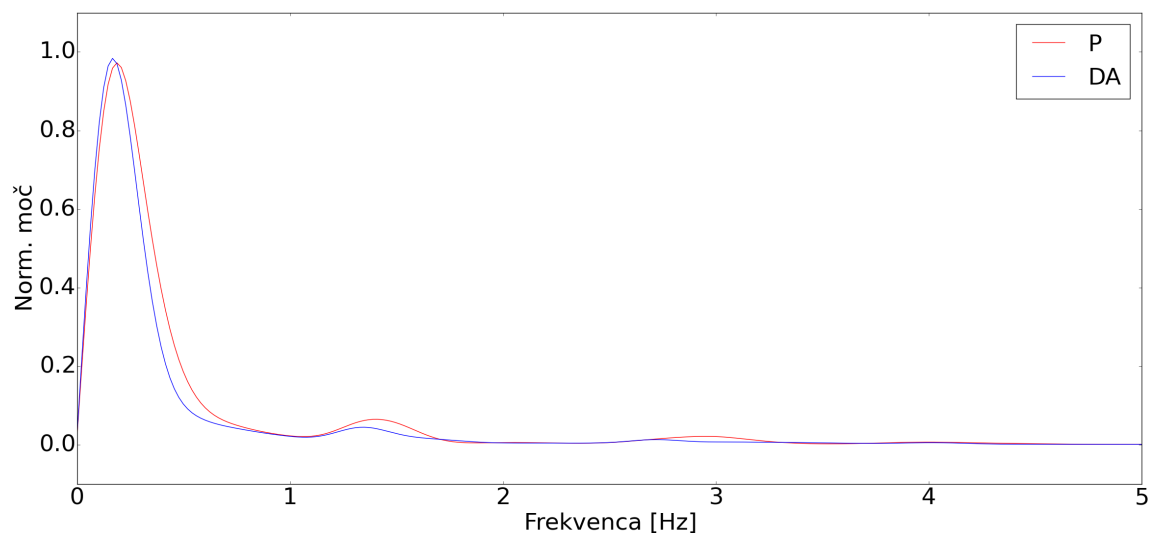


Slika 4.48: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz.

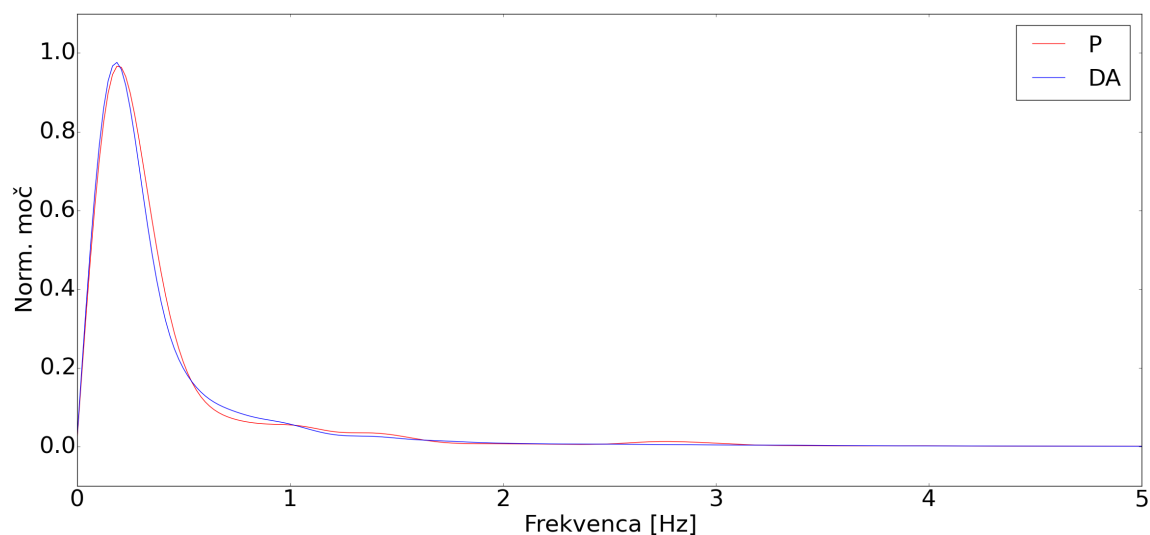


Slika 4.49: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz.

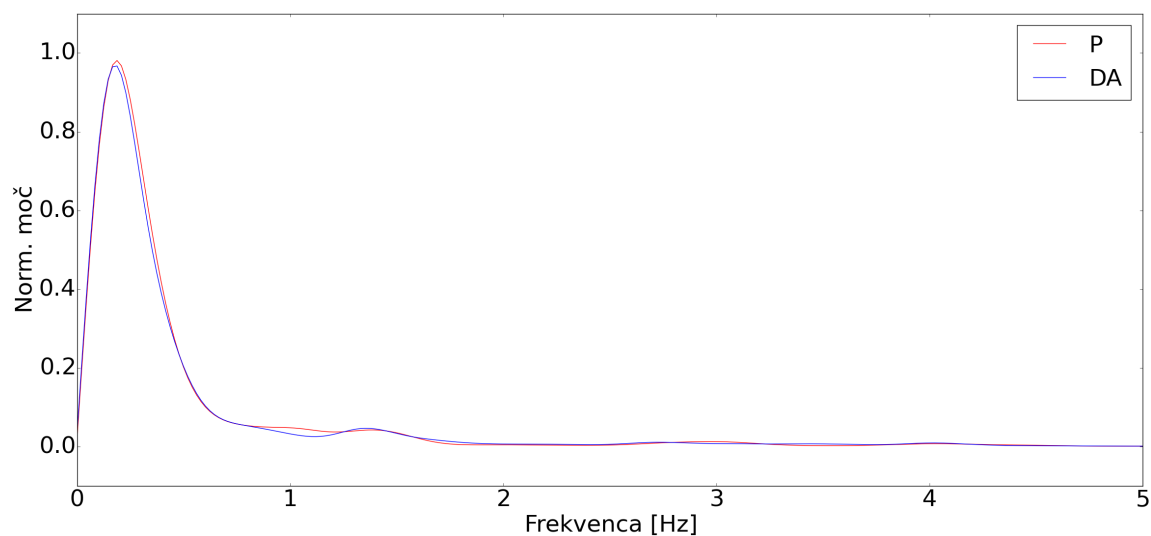
B.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti



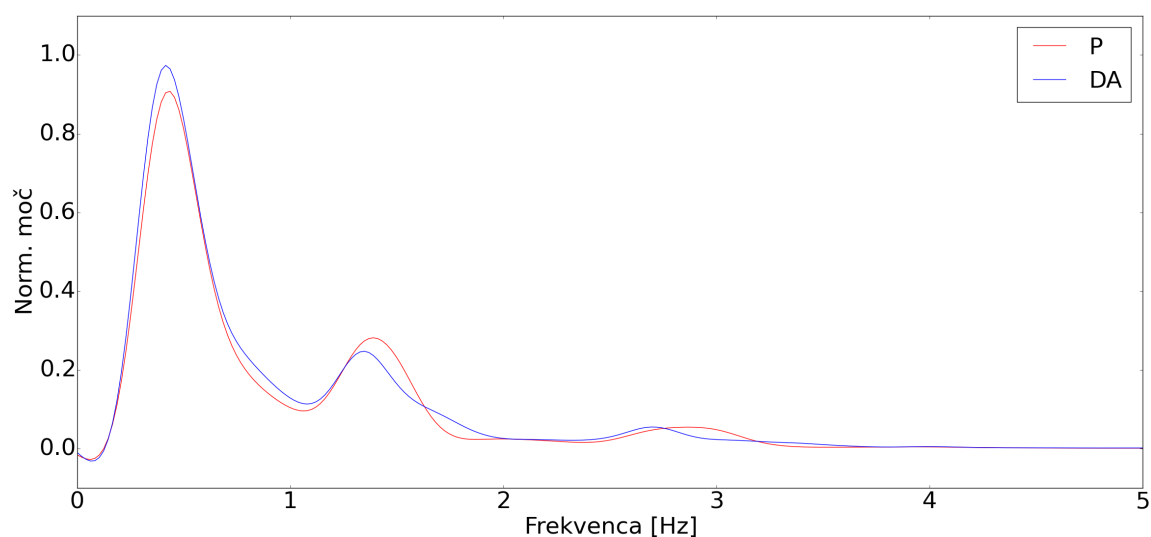
Slika 4.50: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



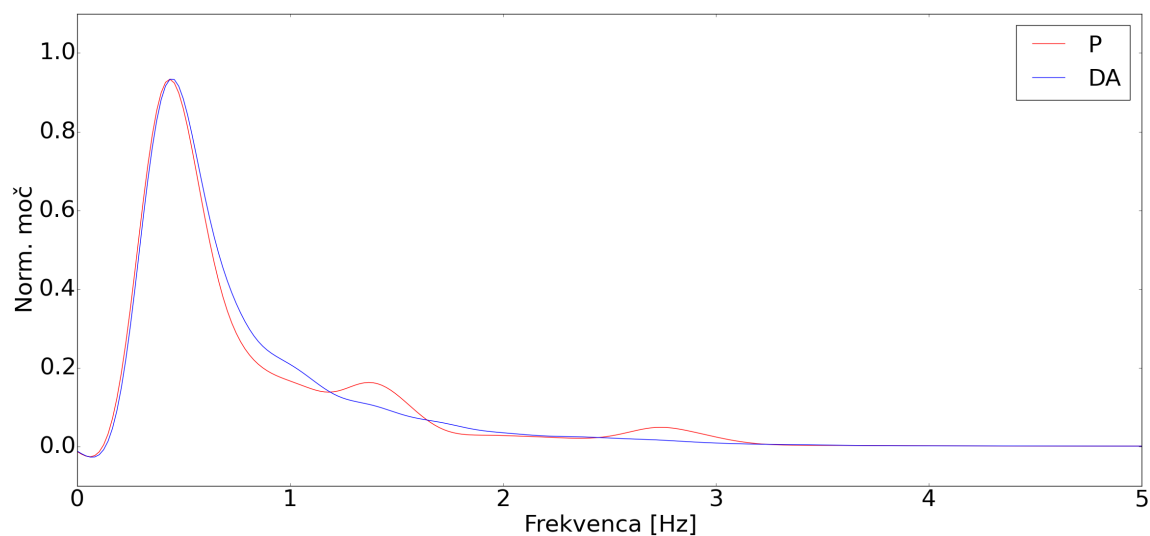
Slika 4.51: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



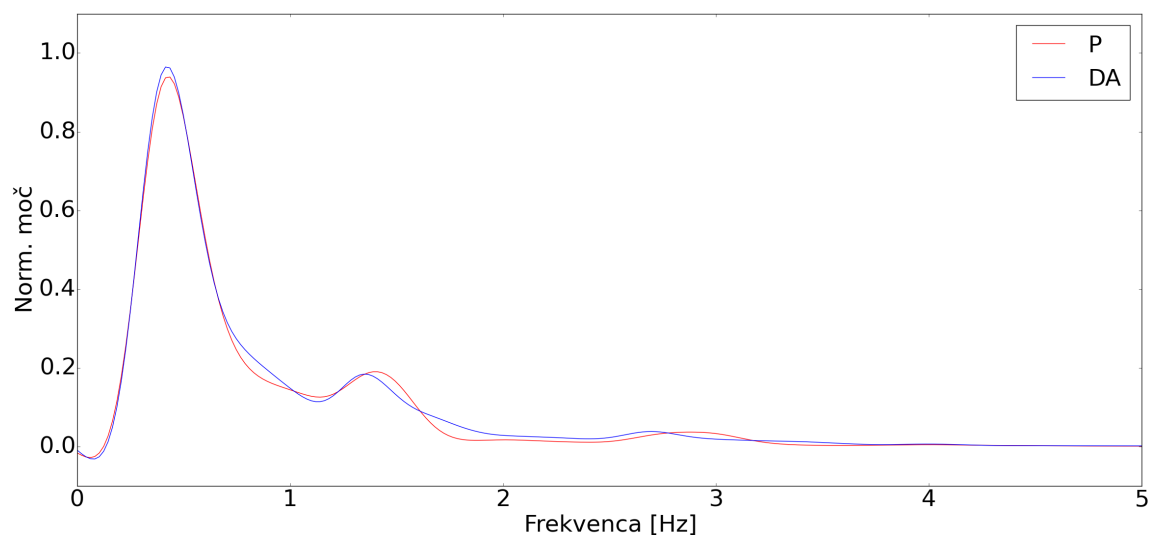
Slika 4.52: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



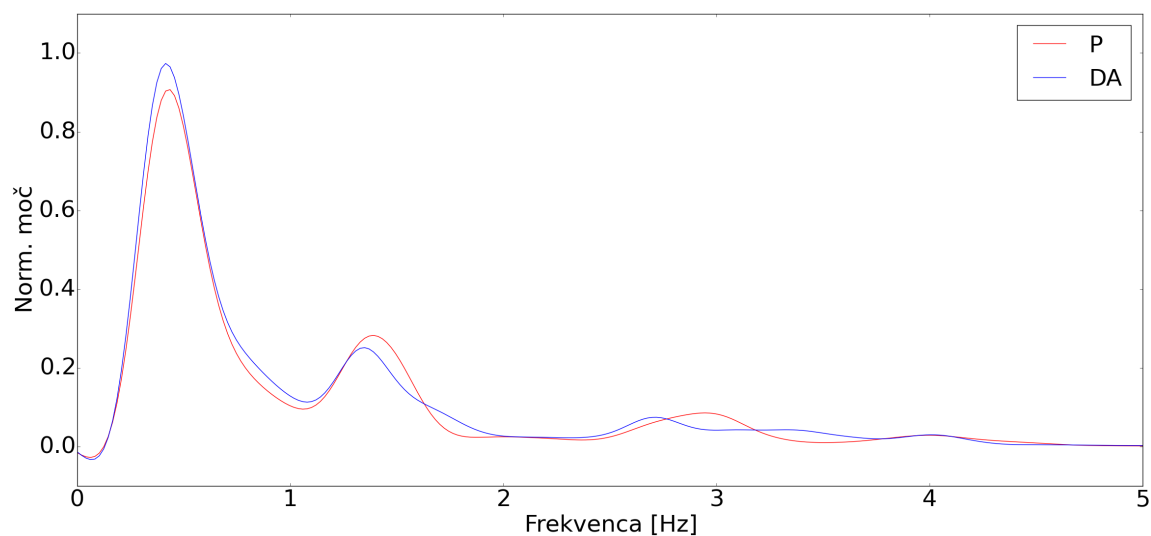
Slika 4.53: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz prvega kanala.



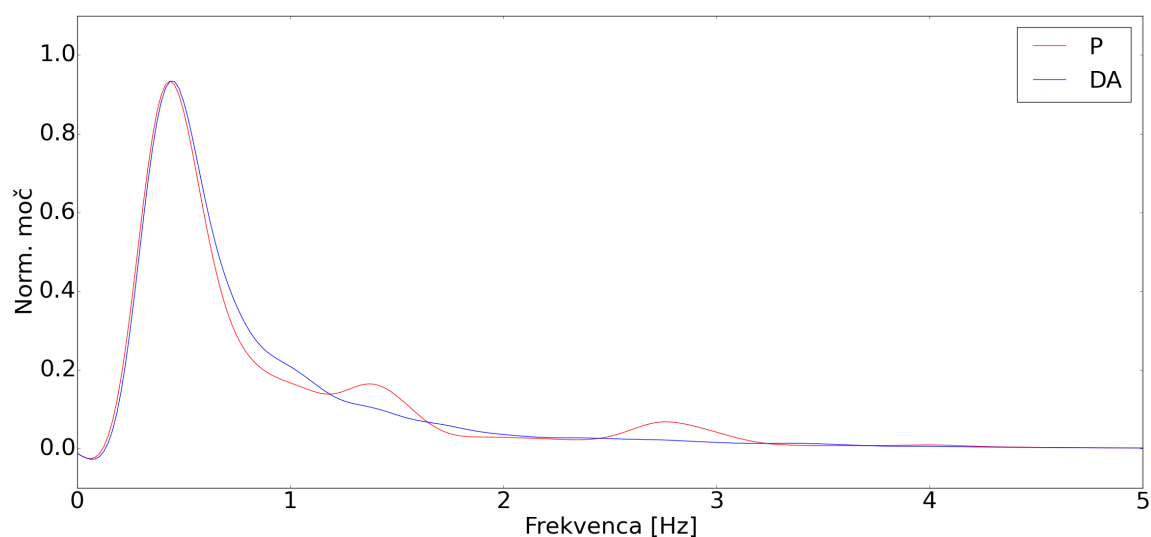
Slika 4.54: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz drugega kanala.



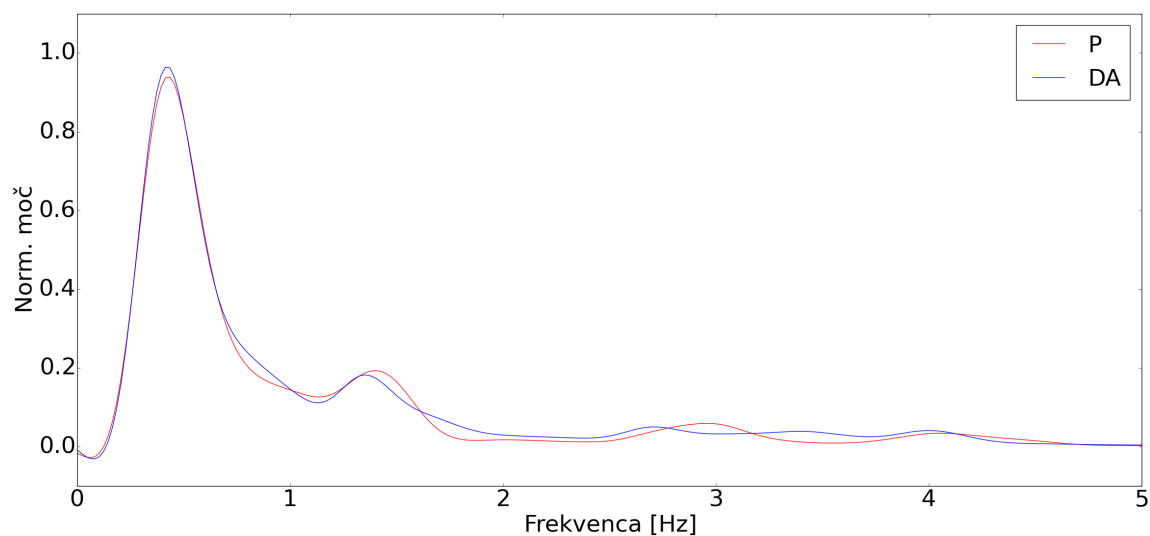
Slika 4.55: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz tretjega kanala.



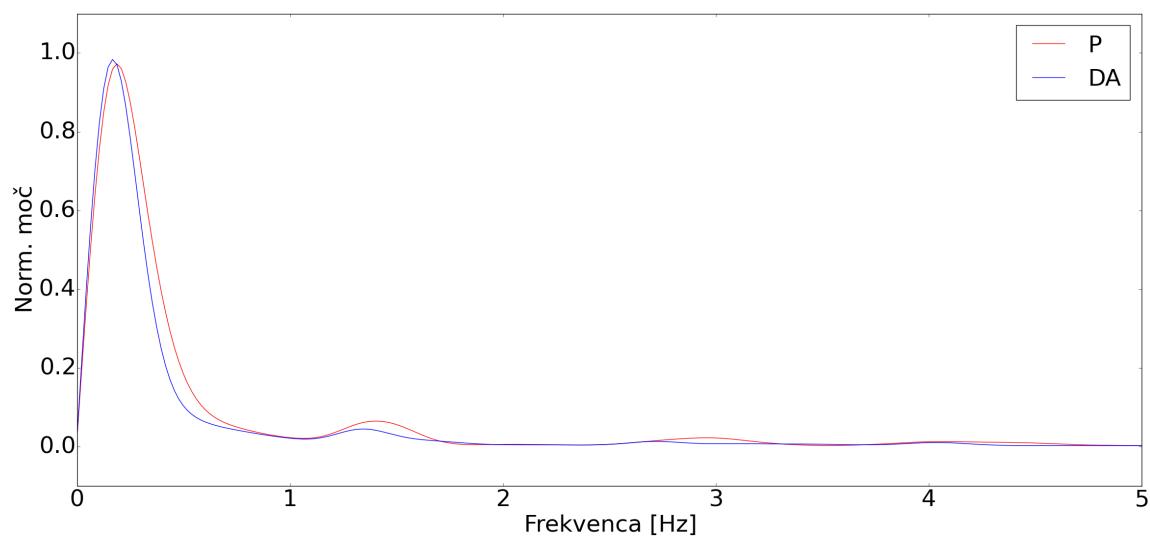
Slika 4.56: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz prvega kanala.



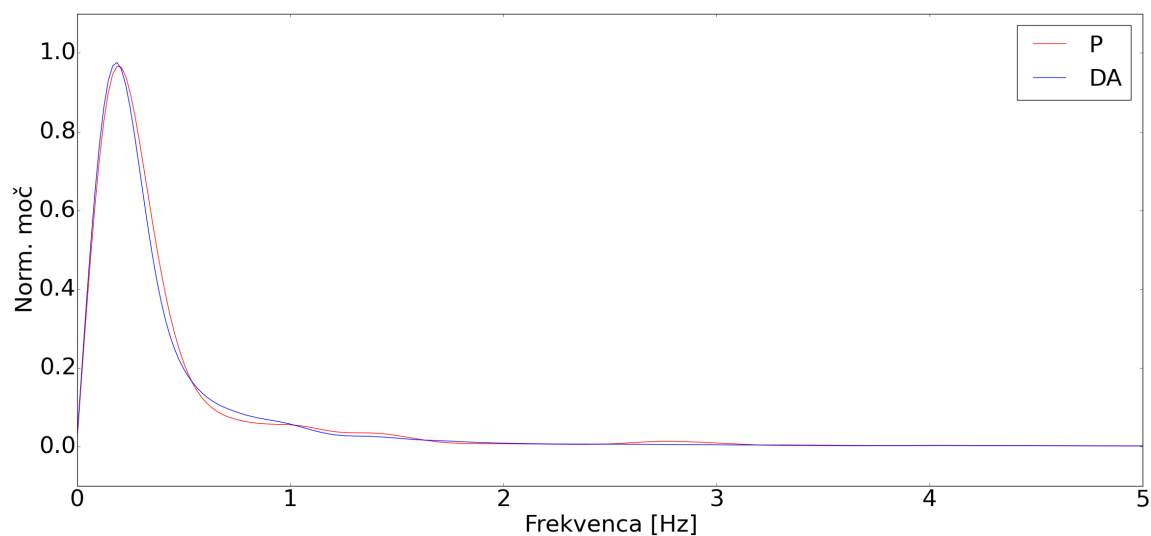
Slika 4.57: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz drugega kanala.



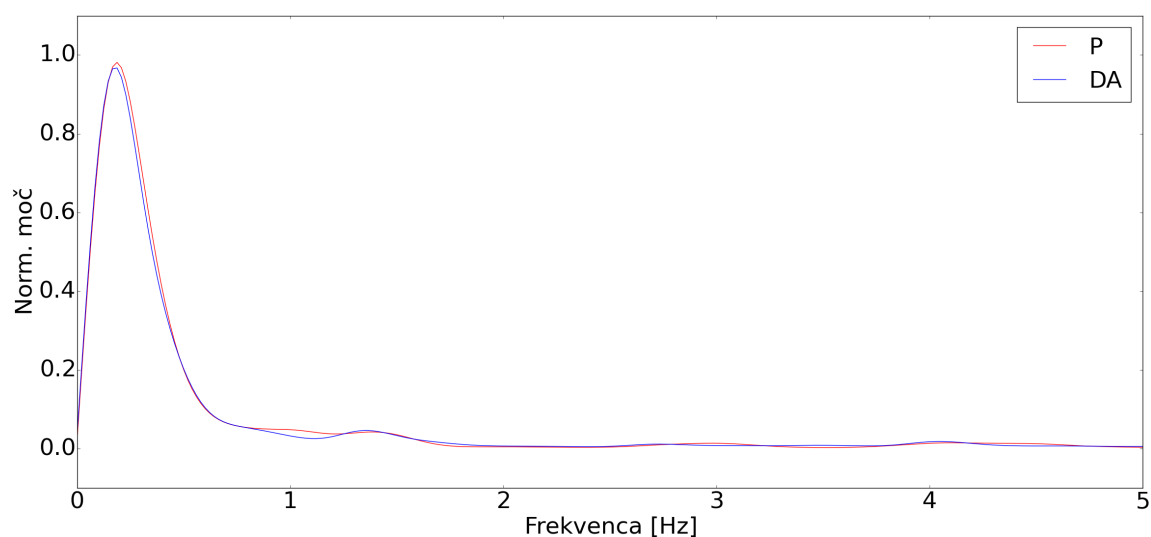
Slika 4.58: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz tretjega kanala.



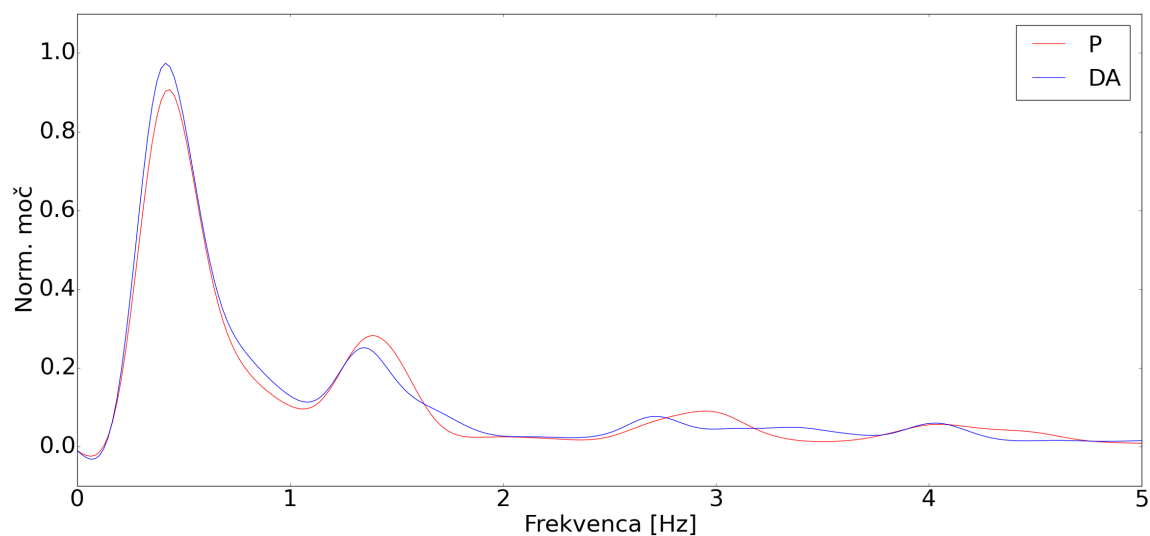
Slika 4.59: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



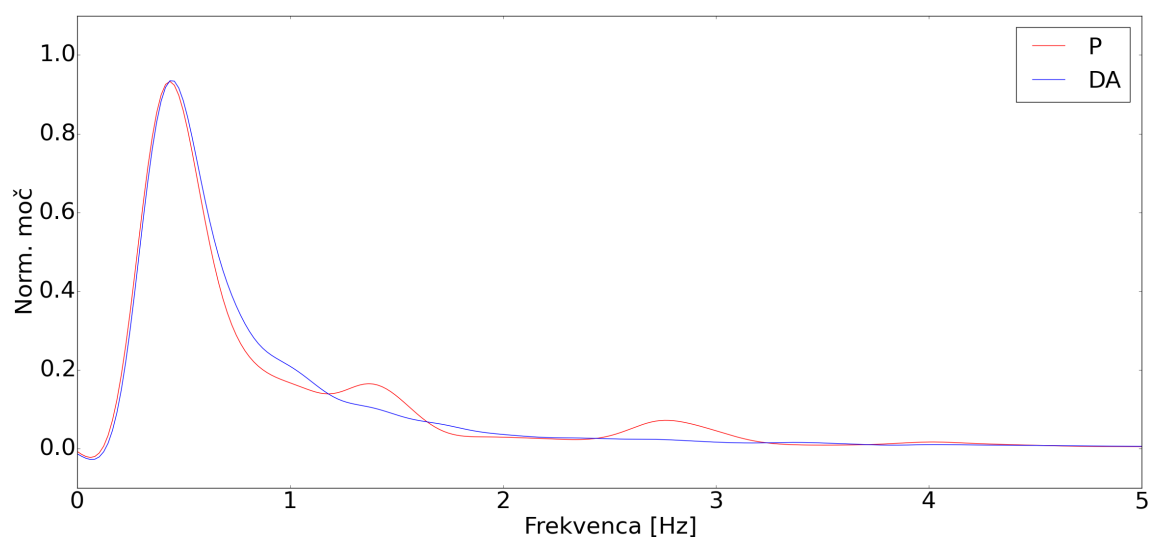
Slika 4.60: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



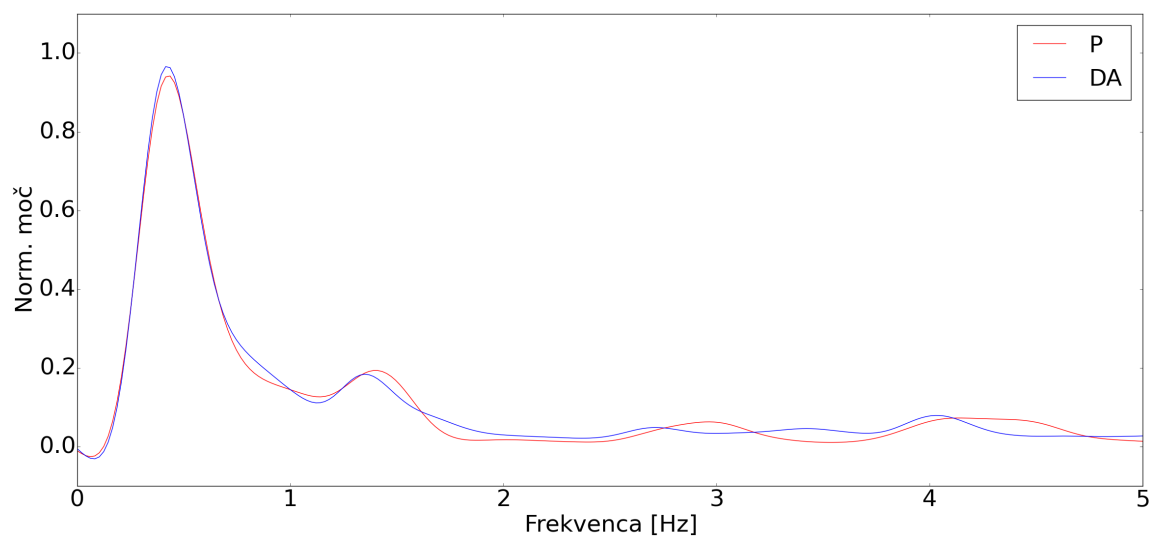
Slika 4.61: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



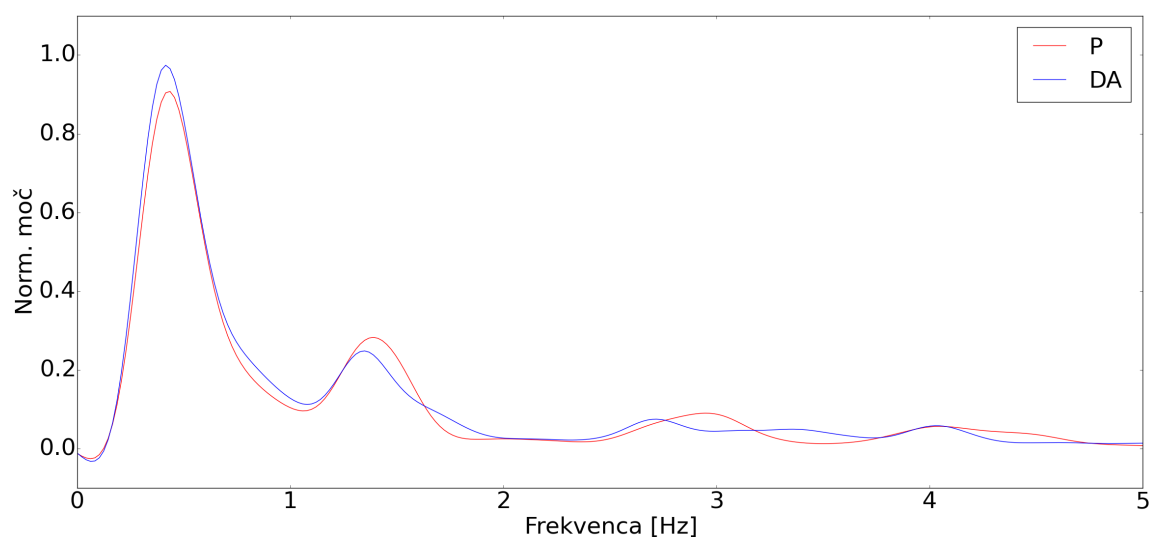
Slika 4.62: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



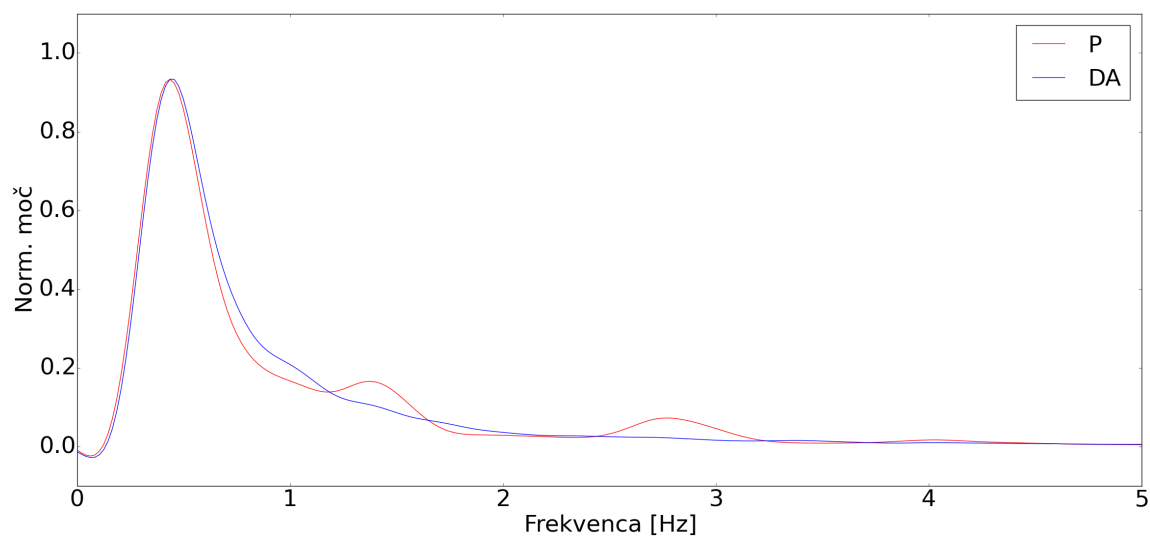
Slika 4.63: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



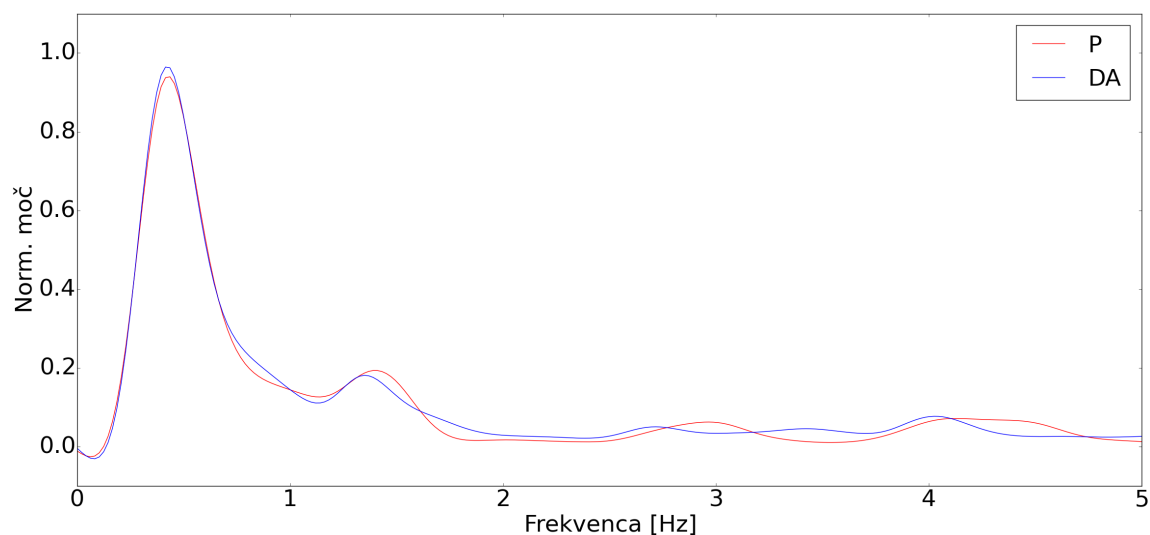
Slika 4.64: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



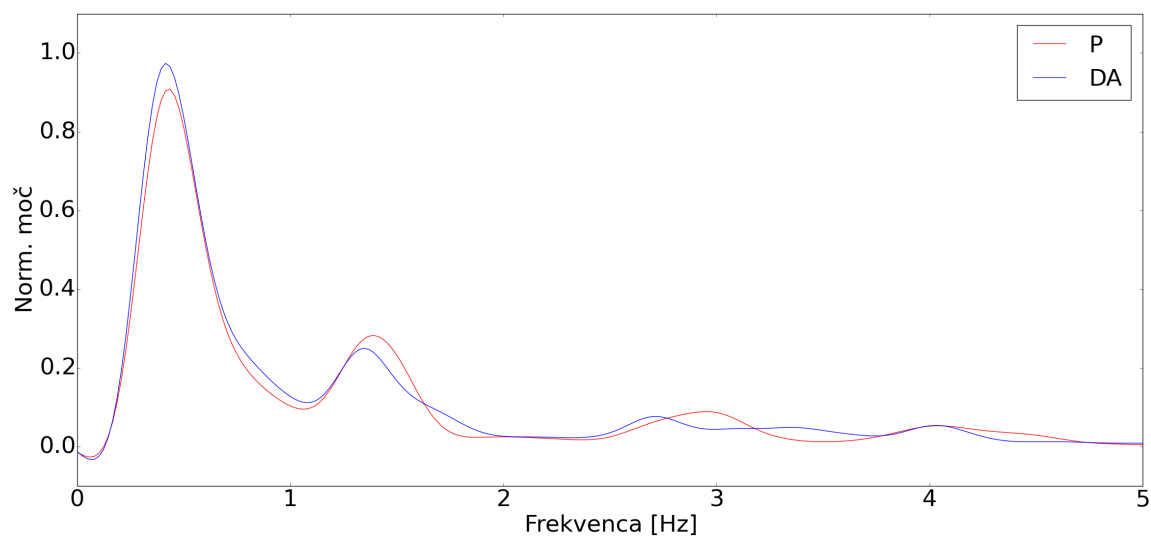
Slika 4.65: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz prvega kanala.



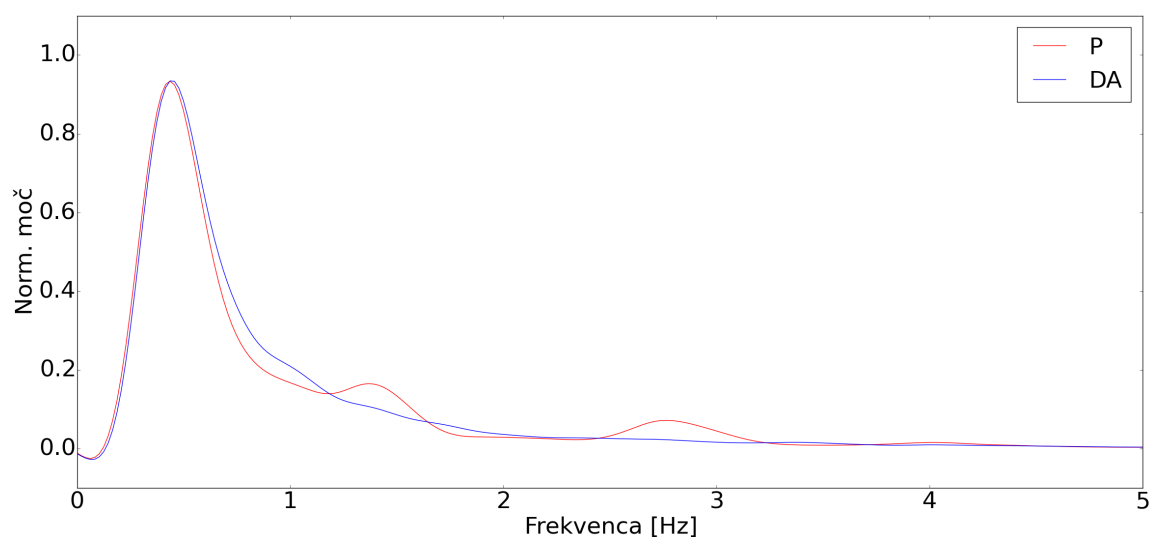
Slika 4.66: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz drugega kanala.



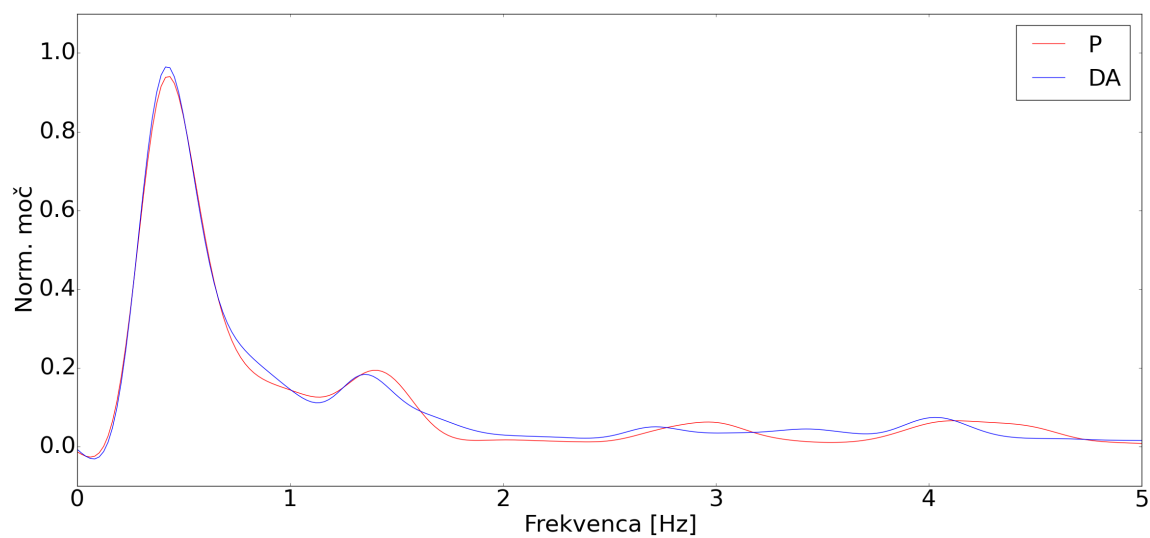
Slika 4.67: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–6 Hz na signalih iz tretjega kanala.



Slika 4.68: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz prvega kanala.



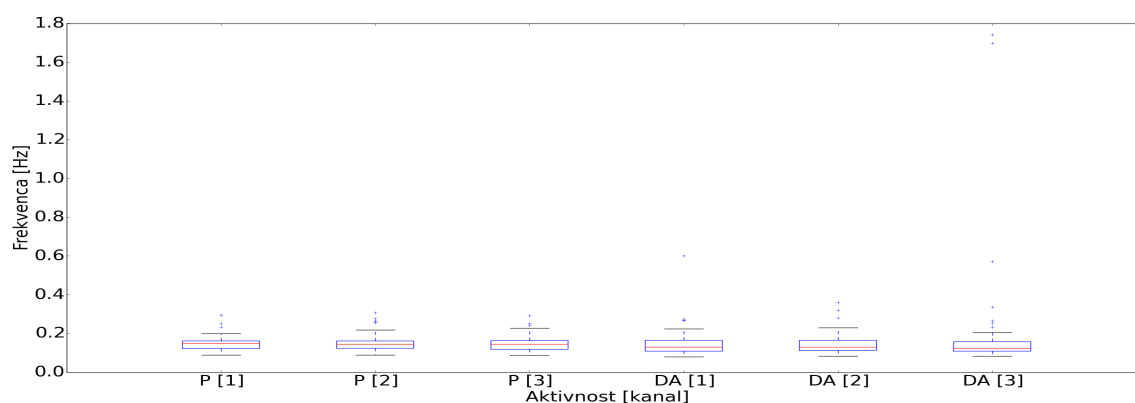
Slika 4.69: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz drugega kanala.



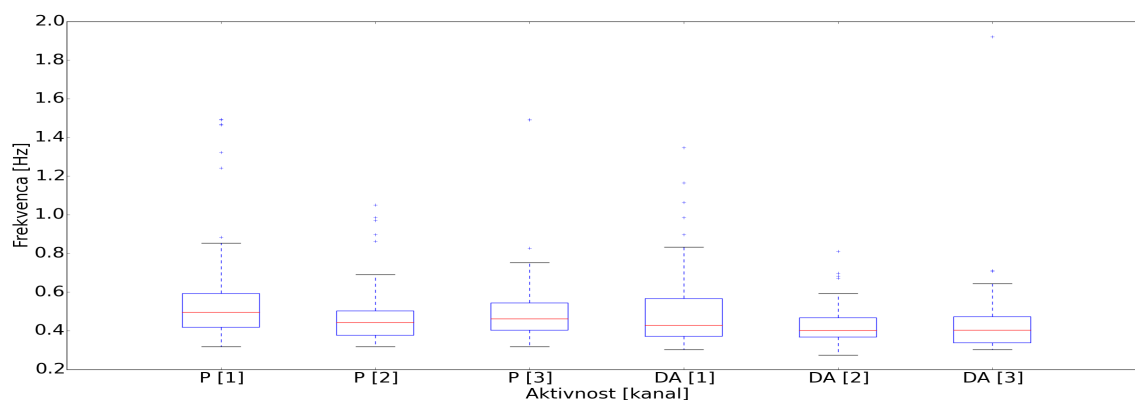
Slika 4.70: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA terminskih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–5 Hz na signalih iz tretjega kanala.

C Množica posnetkov prezgodnjih porodov brez tokograma

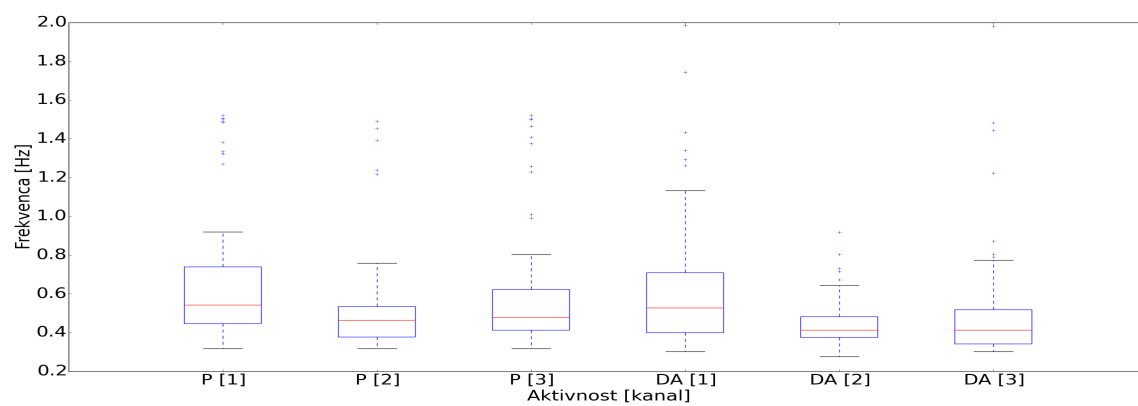
C.1 Statistični rezultati ANOVE median frekvenc močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



Slika 4.71: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

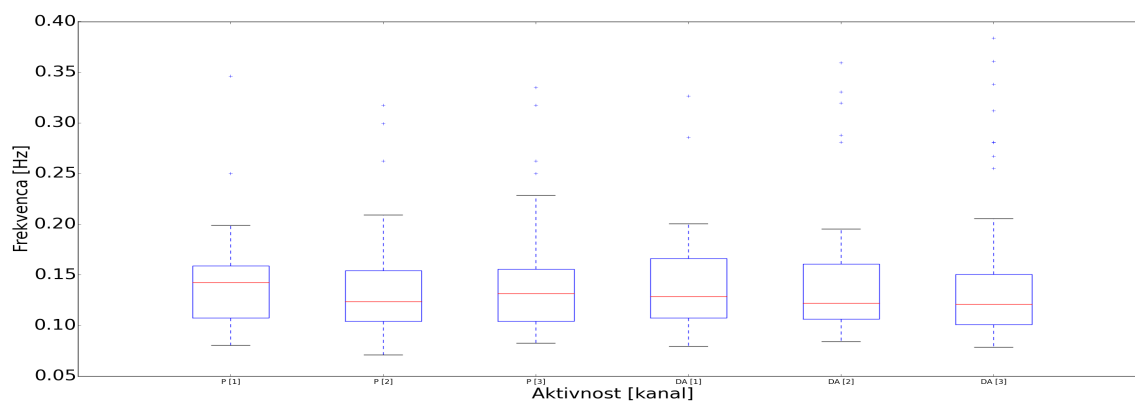


Slika 4.72: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

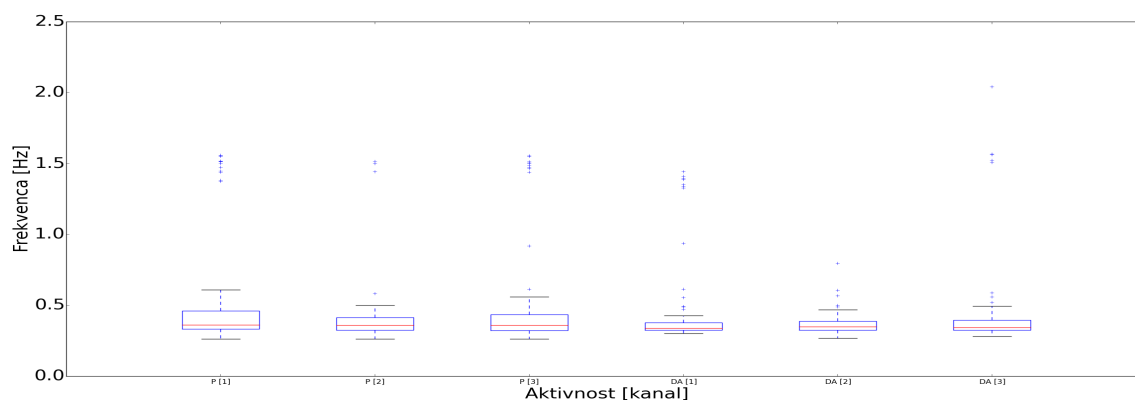


Slika 4.73: Mediane frekvenc popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz.

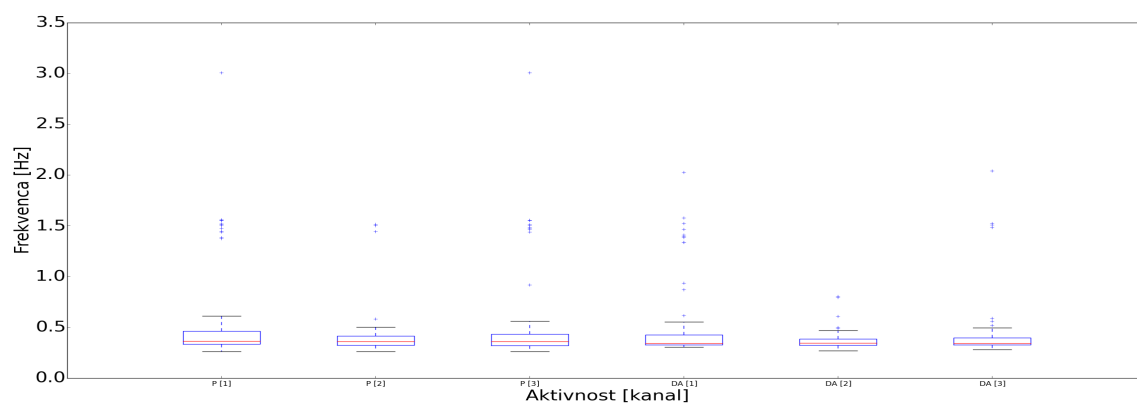
C.2 Statistični rezultati ANOVE frekvenc vrhov močnostnih spektrov električnih aktivnosti maternice



Slika 4.74: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,08 Hz–4 Hz.

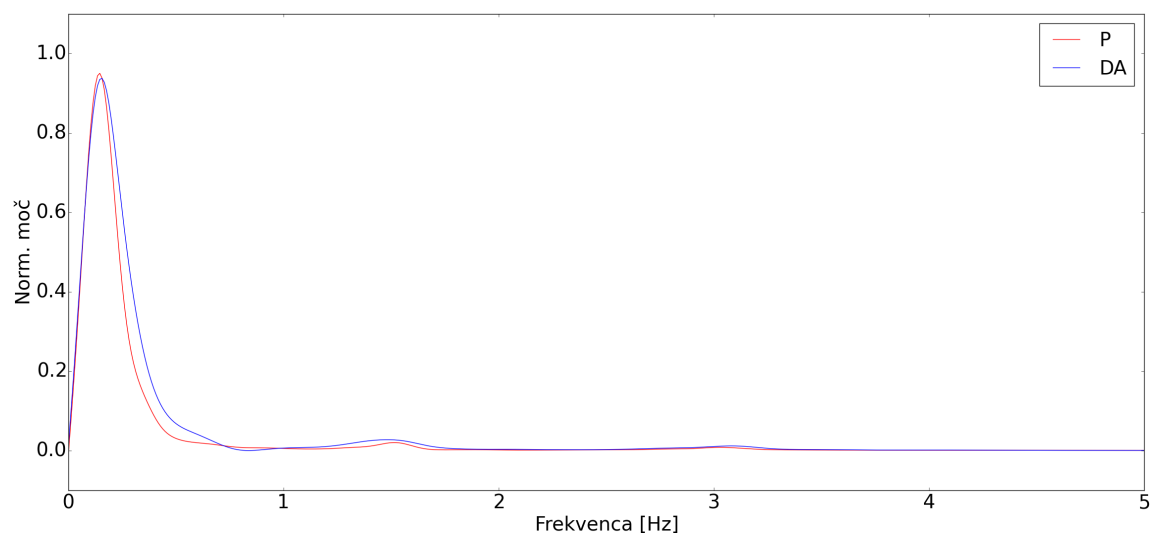


Slika 4.75: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz.

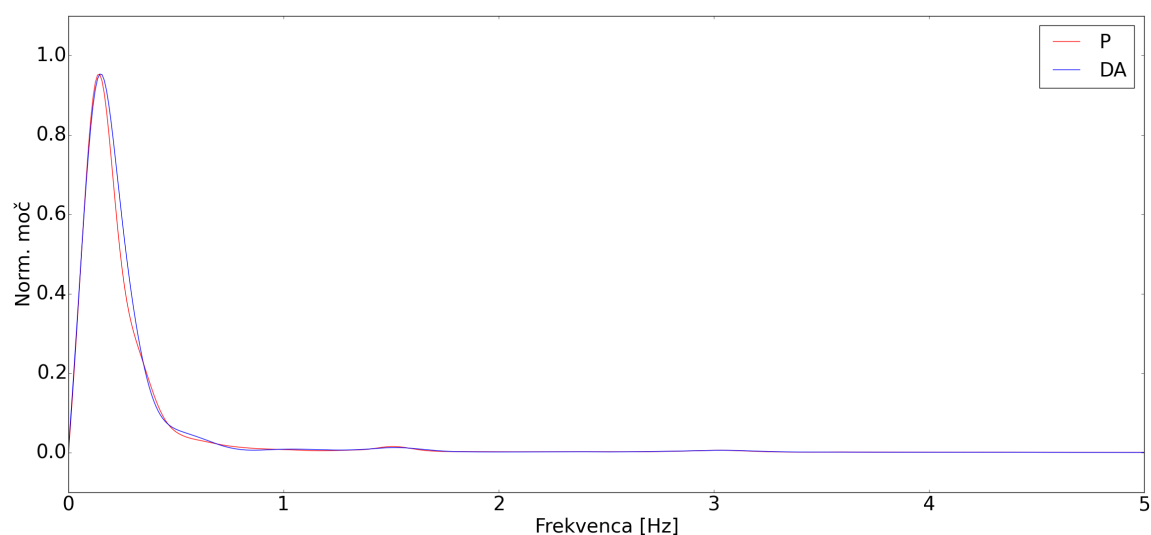


Slika 4.76: Frekvence vrhov močnostnih spektrov popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz – 4 Hz.

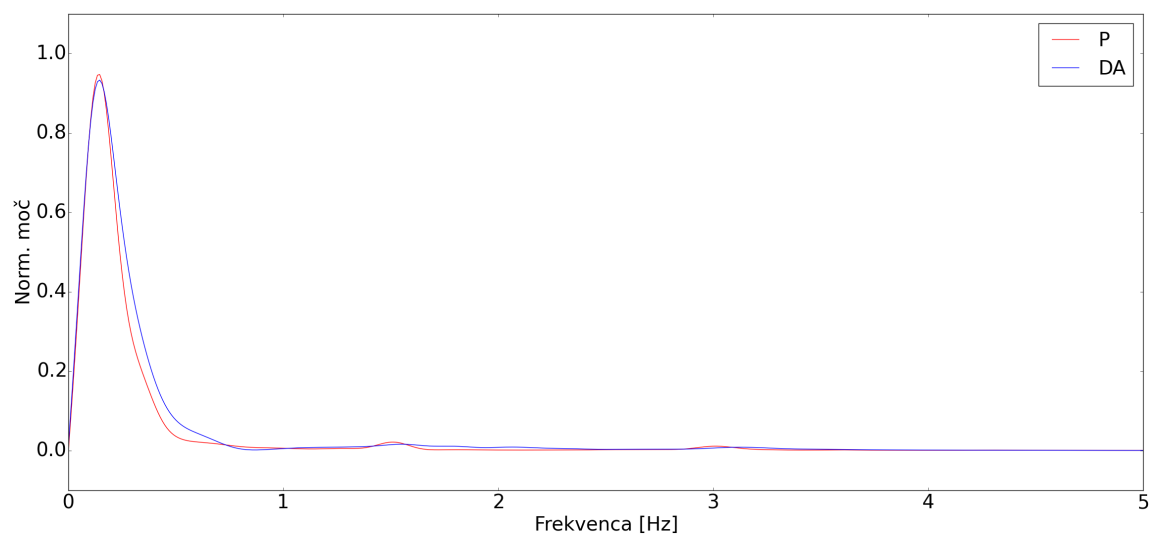
C.3 Povprečni normalizirani močnostni spektri popadkov in drugih aktivnosti



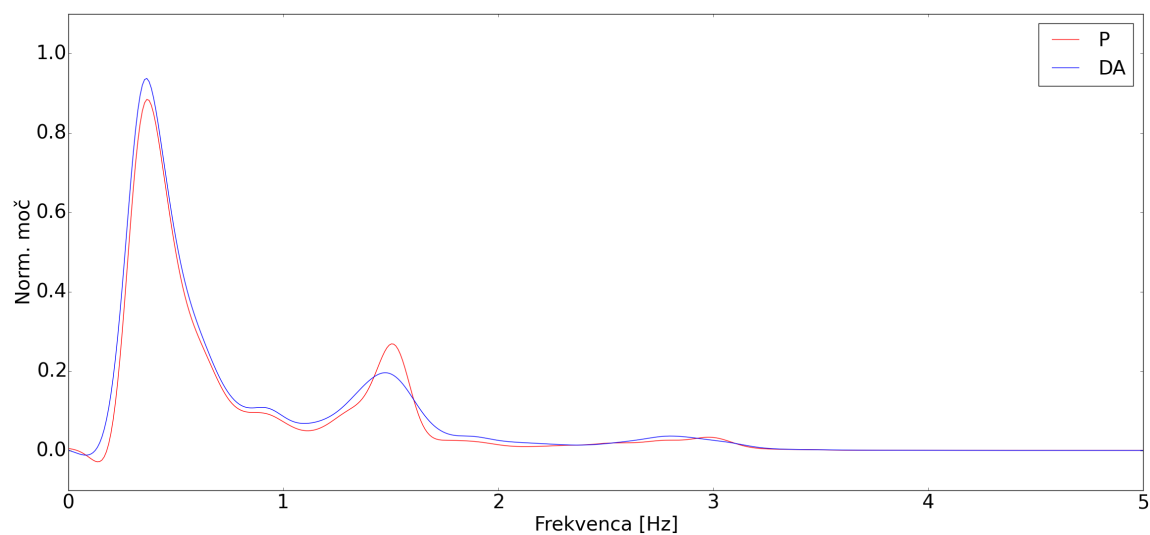
Slika 4.77: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz prvega kanala.



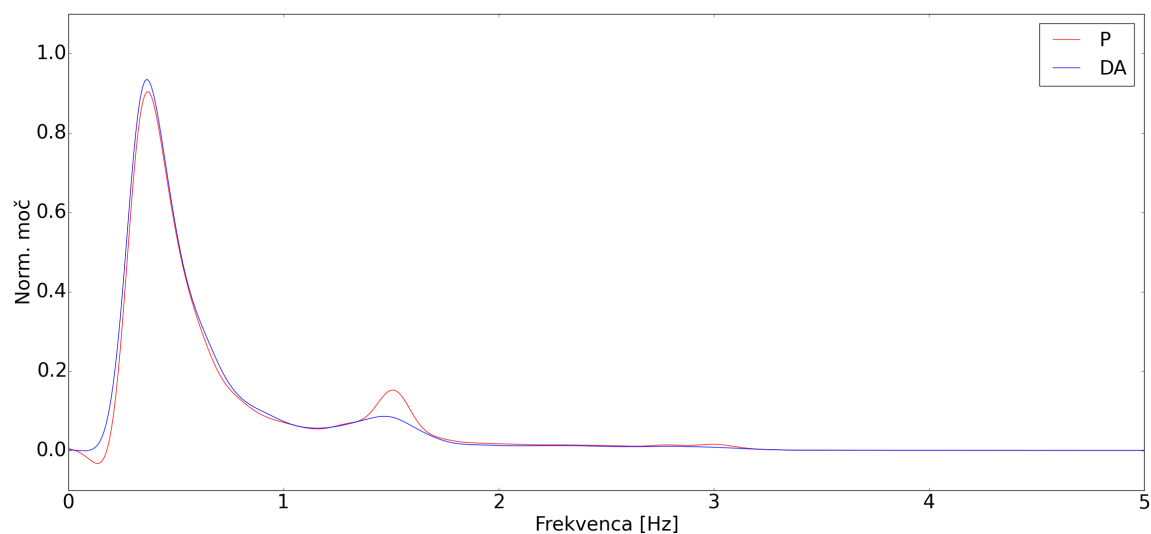
Slika 4.78: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz drugega kanala.



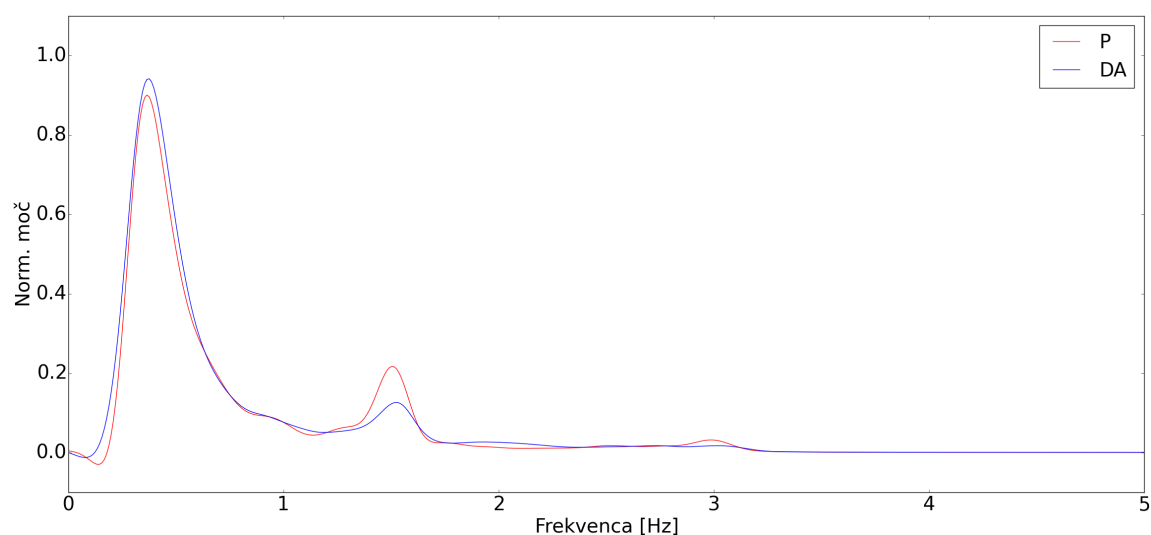
Slika 4.79: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,04 Hz–8 Hz na signalih iz tretjega kanala.



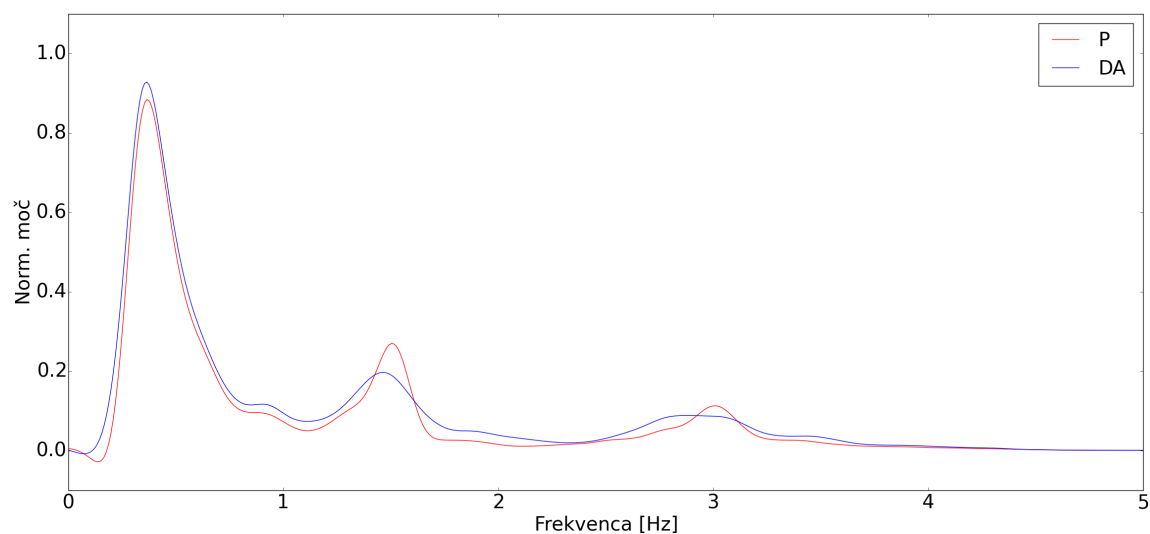
Slika 4.80: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz prvega kanala.



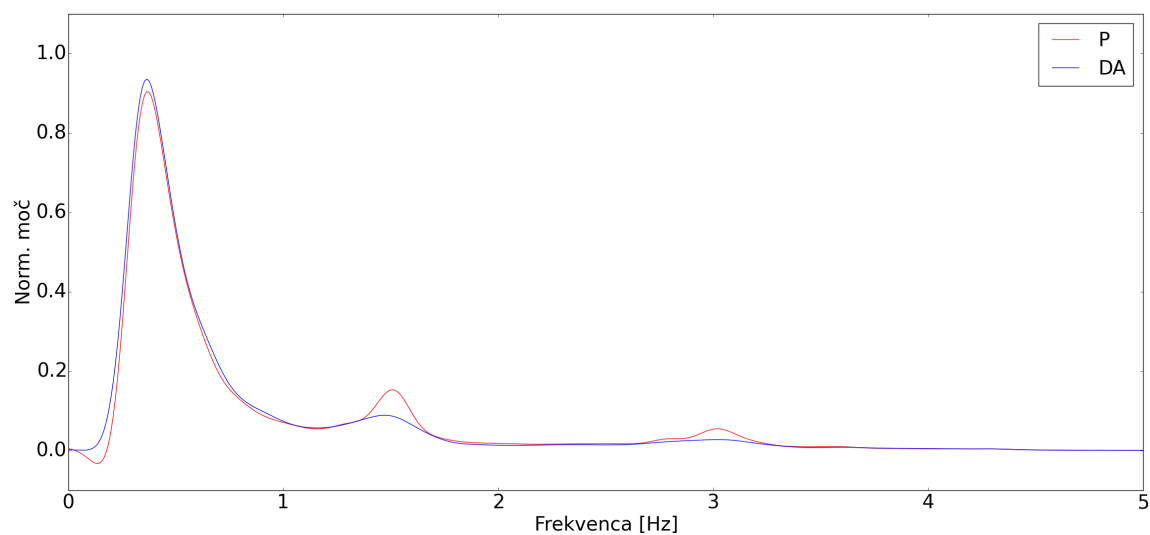
Slika 4.81: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz drugega kanala.



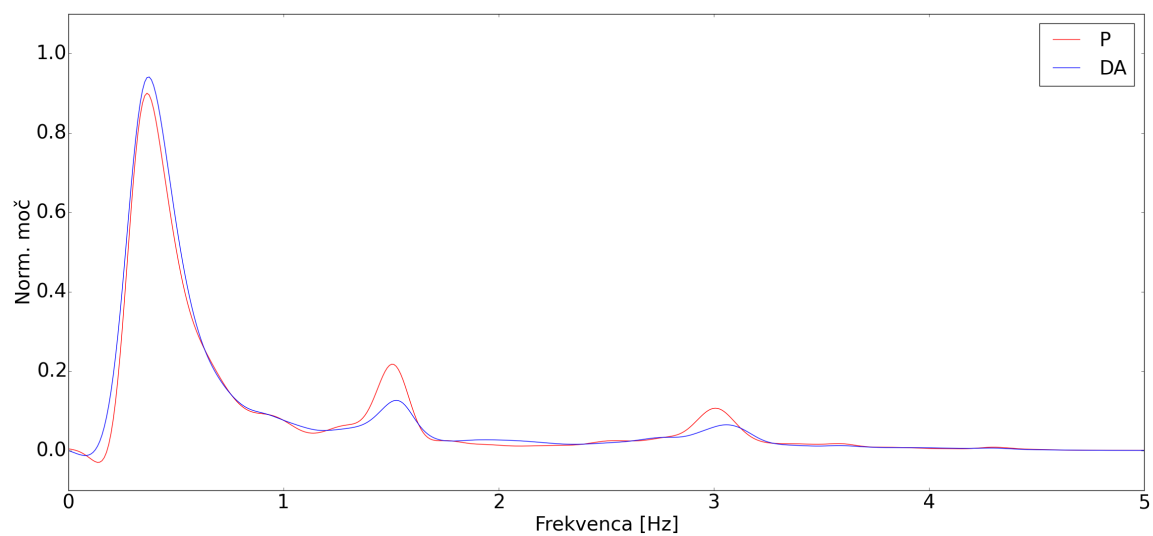
Slika 4.82: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–3 Hz na signalih iz tretjega kanala.



Slika 4.83: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz prvega kanala.



Slika 4.84: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz drugega kanala.



Slika 4.85: Povprečna normalizirana močnostna spektra popadkov P in drugih aktivnosti DA prezgodnjih porodov pri uporabi Butterworth filtra z mejnimi frekvencami 0,3 Hz–4 Hz na signalih iz tretjega kanala.